

THESIS

BONN

1969

**DIE MATERIALFRAGE
DER TOTALEN HÜFTENDOPROTHESE**

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu
BONN

vorgelegt von
HANS-ERICH-THEODOR UHR
aus
ALTENA/WESTFALEN

BONN 1969

DIE MATERIALFRAGE DER TOTALEN HÜFTENDOPROTHESE

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu
BONN

vorgelegt von
HANS-ERICH-THEODOR UHR
aus
ALTENA/WESTFALEN

BONN 1969

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Bonn

Referent: Privatdozent Dr. G. Thomas

Koreferent: Professor Dr. H. Rössler

Tag der mündlichen Prüfung: 21. April 1969

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Bonn

Direktor: Professor Dr. H. Rössler

Druck: Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität, Bonn

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A) <u>Einleitung</u>	5
B) <u>Literatur</u>	
1) a) Geschichte der Hüftgelenkplastik und Entwicklung der Hüftendoprothese	7
b) Die gegenwärtig gebräuchlichsten Typen der Hüftendoprothese	10
c) Die totale Hüftendoprothese	18
2) a) Die verschiedenen Indikationen der Hüftendoprothese	21
b) Behandlungsergebnisse	27
3) a) Mechanische und biologische Grundlagen des normalen und pathologischen Hüftgelenkes	35
b) Mechanisch - biologische Probleme der Hüft-Alloplastik	43
c) Mechanisch - technische Probleme der Hüft-Alloplastik	51
4) Untersuchungsergebnisse verschiedener Materialien	62
I) <u>Metalle und Legierungen</u>	62
a) Die Problematik der Metalle bei der Hüftendoprothese	62
b) Nichtrostender Stahl	66
c) Vitallium	69
d) Titanium	72
II) <u>Kunststoffe</u>	
a) Die Problematik der Kunststoffe bei der Allo-Arthro-Plastik des Hüftgelenks	73
b) Polyvinylalkohol (PVA)	80
c) Polyurethan	81
d) Polyvinylchlorid (PVC)	83
e) Polyäthylen	84
f) Polypropylen	85
g) Silikon	86

	Seite
h) Acrylharze	87
i) Polyamide	95
j) Poytetrafluoräthylen	98
k) Zusammenfassung der Materialeigenschaften in einer Tabelle	100
 C) <u>Eigene Untersuchungen</u>	 103
1) Problemstellung	103
2) Versuchsanordnung	106
3) Untersuchte Materialien	115
a) Silikon	115
b) Polytetrafluoräthylen	116
c) Polytetrafluoräthylen glasfaserverstärkt	121
d) Polyphenylenoxyd (PPO)	122
 D) <u>Zusammenfassung</u>	 128
E) <u>Alphabetisches Literaturverzeichnis</u>	132

Einleitung

In den vergangenen Jahrzehnten sind viele Materialien, ob Metalle oder Kunststoffe als Prothesenmaterial und eine große Zahl verschiedener Prothesentypen eingesetzt worden. Die meisten Materialien und Prothesentypen zeigten unbefriedigende Ergebnisse. Dazu trug noch bei, daß die Indikationen häufig nicht streng genug gefaßt und die physiologischen Kenntnisse über das Verhalten des Hüftgelenks mangelhaft vorhanden waren oder vernachlässigt wurden.

"Die große Zahl der plastischen Hüftoperationen, welche in den letzten Jahren beschrieben worden sind, deutet einerseits auf die Tatsache hin, daß das Problem einer in jedem Fall anwendbaren Arthroplastik noch nicht gelöst ist, andererseits auf den Umstand, daß das Hüftgelenk und dessen Mechanik eine solche Plastik in besonderem Maße erlauben (HUGGLER und FRANCILLON 1963)".

Es geht aber bei der Hüftarthroplastik nicht nur um die Neuschaffung eines Gelenkes, sondern auch um die Beseitigung noch schwelender krankhafter Prozesse. Die Arthroplastik, im besondern die Hüftalloarthroplastik stellt daher sehr große Forderungen an das Prothesenmaterial und das ärztliche Vorgehen.

Da sich der Ersatz nur des einen Gelenkteiles in vielen Fällen aus biologischen und mechanisch-biologischen Gründen nicht bewährte (weil häufig das Gegengelenk auch schon pathologisch verändert war), schaffte CHARNLEY den vollständigen Ersatz des Hüftgelenkes: die "Totale Hüftendoprothese". Für die Kopf-Prothese verwendete er das bewährte Vitallium, für die Pfanne Teflon (Polytetrafluoräthylen). Das Teflon hielt der Belastung nicht stand; doch gab es keinen gleichwertigen oder besseren Kunststoff.

Aus diesem Grund stellten wir uns die Aufgabe, einen Kunststoff zu suchen, der allen Anforderungen als Pfannenmaterial gewachsen ist. Dazu bauten wir eine Prüfmaschine, mit der es möglich ist, die physiologischen mechanischen Belastungen zu simulieren.

An dieser Stelle möchte ich vor allem Herrn Priv.-Doz. Dr. med. G. Thomas, Oberarzt an der Orthopädischen Klinik der Universität Bonn,

für die Überlassung des Themas und die zahlreichen Anregungen bei dem experimentellen und theoretischen Teil meiner Arbeit herzlich danken.

Ebenso bin ich Herrn Dr. Ing. H. Muck und Herrn Dr. med. H. Muck für den Entwurf und unserem Orthopädiemechanikermeister, Herrn Jakobs, für die Konstruktion der Prüfmaschine zu Dank verpflichtet.

Darüber hinaus möchte ich mehreren Mitarbeitern der Orthopädischen Klinik Bonn, Ingenieuren und Technikern des Instituts für Kunststofftechnik an der Technischen Hochschule zu Aachen, den Firmen Hoechst, Dynamit Nobel, Fa. Wacker-Chemie, Fa. BASF, Mitarbeitern der Fa. Erdöl-Chemie und anderen für ihre Hilfe bei der Gestaltung dieser Arbeit sehr danken.

Geschichte der Hüftgelenkplastik und Entwicklung der Hüftendoprothese

Die Geschichte der Hüftgelenkplastik reicht bis in das frühe 19. Jahrhundert zurück.

Die Vielzahl der angegebenen Methoden ist ein Zeichen dafür, welche große Schwierigkeiten in der technischen Durchführung und in der Erreichung des angestrebten Dauererfolges bestehen (DORN).

Erst die Asepsis erhob sie aus dem unbefriedigendem Stadium eines glücklichen Zufalls zur Möglichkeit, ja Wahrscheinlichkeit eines guten Erfolges (PAYR).

Die erste Endoprothese des Hüftgelenks, von der nähere Angaben bekannt sind, führte 1840 CARNOCHAN mit einer Holzendoprothese aus. Das Ergebnis dieser Operation war nicht ermutigend, so daß dieser Versuch nicht wiederholt wurde. In den folgenden Jahrzehnten wurden keine weiteren Versuche mit Hüftendoprothesen gemacht. Während dieser Zeit versuchte man, durch Resektion des Hüftgelenkkopfes - WHITE 1821, BURTON, FOCH 1859, ZESAS 1888, HOFFA, MADELUNG, MIKULICZ und TRENDLENBURG - und Bildung von Pseudarthrosen - BURTON, SAYRE u.a. - die Hüftgelenkserkrankungen zu bessern oder zu heilen.

Erst 1894 berichtete PEAN von der Möglichkeit, Metallplatten in das Hüftgelenk einzulegen, um so eine bessere Beweglichkeit zu erzielen.

Etwa zur gleichen Zeit versuchten OLLIER, HELFERICH u.a. mit körpereigenen Interpositionen von Weichteilen a) Muskulatur (ROCHET, HELFERICH, OLLIER, NELATON, MURPHY und LOEWE), b) Fett (HELFERICH, DUVAL, HOFFA), c) Fascien (HOFFA, MURPHY) und d) Haut (GLUCI) zu befriedigenden Ergebnissen zu gelangen.

Die Erfahrungen von HOFFA, MURPHY, LEXER, PAYR, PUTTI, REHN u.a. zeigten, daß mit der Interposition von Haut (REHN, LEZIUS, PAIS, LÖFFLER, BÄTZNER, KALLIO), Fett (LEXER, REHN) und Fascie (gestielt - PAYR und MURPHY - oder ungestielt - PAYR, KIRSCHNER, RITTER, ENDERLEIN, CRAMER) an der Hüfte gute Ergebnisse möglich waren. PAYR sah 1920 Fascie als das beste Interpositionsmaterial an. REHN, EITEL und KALLIO (1958), LÖFFLER (1956) hielten und halten z.T. Haut für brauchbarer als Fascie.

Die Ergebnisse der Interpositionen waren jedoch recht unterschiedlich. Einerseits entwickelte sich eine gute knöcherne Form mit jahrelanger Widerstandsfähigkeit des Kopfes. Andererseits zeigten sich Atrophie und Osteoporose, fortschreitende Hüftkopfnekrose infolge mangelnder Gefäßversorgung, Schmerzen (manchmal erst nach Jahren) infolge der Entwicklung degenerativer Prozesse (LANGE, CHAPCHAL).

Für kurze Zeit versuchten LEXER und BUCHMANN 1908, ferner JUDET 1906 und KLAPP anfangs mit Erfolg homoioplastische Transplantationen halber und ganzer Gelenke. Doch traten bald Schwierigkeiten in der Materialbeschaffung, Unsicherheit des Erfolges und ungenügende statische Belastbarkeit der transplantierten Gelenke auf (PAYR).

CLUMSKY führte um 1900 Tierversuche durch, um brauchbares alloplastisches Material zur Interposition zu finden. Er versuchte es mit Gold, Silber, Zinn, Zink, Magnesium, Zelluloid, Gummi, Elfenbein, Collodium, entkalktem Knochen und Eisen.

Es ergab sich, daß alle untersuchten Materialien Fremdkörperreaktionen mit Granulationsgewebe hervorriefen, weil der Körper versuchte, sich von dem Fremdkörper zu befreien (KALLIO). Doch glaubte CLUMSKY daran, daß ein geeignetes Material gefunden würde.

Ebenso wie CLUMSKY führte 1902 JOHNES eine Hüftarthroplastik mit einer Goldplatte durch. Seine Nachuntersuchungen bis 21 Jahre nach der Operation ergaben aber ein tadelloses Funktionieren der Prothese im Gegensatz zu den schlechten Erfahrungen, die Clumsky mit Gold als Prothesenmaterial gemacht hatte.

1902 berichtete PUPOWAK über den Gebrauch einer Magnesiumplatte (CHAPCHAL 1950).

WEGLOWSKI gebrauchte 1907 Knorpel, HOFMAN 1908 Periost, BAER 1909 eine Schweinsblase, SCHMERZ 1906 Amnionmembran, KOLCZEK 1912 Peritoneum (KALLIO).

1912 berichtete TAYLOR, kein Metall, wohl aber ein Wachs-Lanolin-Gemisch bei der Hüftarthroplastik gebraucht zu haben.

Grundsätzlich sei hier gesagt, daß das Schicksal der Fremdkörper nur zum Teil von ihrer Gewebeverträglichkeit abhängt, sondern daß die funktionelle Beanspruchung des knöchernen und des Weichteillagers bei dauernder Beanspruchung für den Bestand des Fremdkörpers

eine oft noch größere Rolle spielt (BÜRKLE DE LA CAMP 1958). HASS hielt 1925 eine Kongruenz zwischen Hüftkopf und Hüftpfanne nicht für notwendig, sondern war der Ansicht, daß die Möglichkeit der Synostose geringer sei, wenn er den Femurkopf kegelförmig zuspitzte (KALLIO).

Seit 1925 erschienen eine Reihe von Mitteilungen über die Muldenarthroplastik von SMITH-PETERSEN aus Glas, Pyrex, Bakelit und Metall. Glas war zerbrechlich, ebenso Pyrex-Glas und Bakelit verursachte Fremdkörperreaktionen. Ferner wurden 1925 Versuche mit Viscaloid (einer Zelluloidart) gemacht; aber das Produkt zeigte eine heftige Fremdkörperreaktion (KALLIO).

Als VENABLE und STUCK 1937 nachwiesen, daß Vitallium, eine Legierung aus Molybdän, Kobalt und Chrom (RUCKELSHAUSEN, KALLIO), im menschlichen Organismus ohne große Fremdkörperreaktion implantierbar war, machte SMITH-PETERSEN seine ersten Versuche mit schüsselähnlich geformten Vitalliumscheiben, der sog. Mouldarthroplasty.

Durch die Verwendung von rostfreiem Stahl und Vitallium in der Knochenchirurgie kam die Entwicklung der Endoprothesen rascher voran. Neben der Vitalliumkappe wurden auch Kunststoffkappen erprobt, hauptsächlich Plexiglas (HARMON 1943 u.a.) und andere Acrylharzderivate (GUILLEMENT und JUDET, KLAER, MULDER, ARIENTI u.a.). In den ersten Nachkriegsjahren ging auch M. LANGE zur Verwendung von Plexiglas als Interpositionsmaterial bei der Arthroplastik des Hüftgelenkes über. Statt der schüsselartigen Form der SMITH-PETERSEN Muldenarthroplastik, arbeitete er mit becherartigen Kappen, die dem Hüftkopf straff aufgesetzt waren. Zwar verhinderte die Vitalliumkappe ein direktes knöchernes Verwachsen, doch schloß sie paraartikuläre Knochenwucherungen nicht aus, die wieder zu Gelenkversteifungen führten (LANGE 1951).

Die Ergebnisse der Kappen- und Muldenplastik waren sehr unterschiedlich und richteten sich unter anderem nach der Ausgangserkrankheit (HEPP), nach dem Sitz, ob straff aufgesetzte Kopfkappen (SMITH-PETERSEN, LANGE) oder ob locker sitzende Muldenplastik (CRAWFORD, ADAMS, LANGE u.a.) und nach dem Material.

Die anfangs geringe Festigkeit des Plexiglases wurde bald durch verbessertes Material größer (LANGE).

Weil die Ergebnisse der Hüftarthroplastik mit der Vitalliumkappe

und Kunststoff - Muldenplastik nicht befriedigten und häufig Nachoperationen notwendig machten, man mußte die Kappen vielfach wegen Infektionen, Nekrosen des Stumpfes, Knochen- und Narbenwucherungen, Luxation, schlechtem Sitz oder Bruch wieder entfernen (TIMMERMANN, HACKENBROCH 1955, WITT 1956). Daher wurde der Vorschlag von R. und J. JUDET, den Hüftkopf zu resezieren und durch eine Kopf-Prothese zu ersetzen, freudig aufgenommen (LANGE).

MATZEN 1959 und LIPSCOMB sind aber der Auffassung, daß es über das Ziel hinausginge, wenn die Operation nach SMITH - PETERSEN ad acta gelegt würde.

Die von JUDET empfohlene Prothese wurde weiter verbessert, und neue Prothesentypen entstanden, z.B.: THOMPSON, AUSTIN - MOORE, EICHER, MC. BRIDE, GOSSET, CHARNLEY, MERLE DE AUBIGNE, LANGE, RETTIG, TIMMERMANN, NEFF, REHN, BOHLMANN, LOOMIS, MASSA.

Neben den verschiedenen Hüftkopfprothesen wurden auch Pfannenprothesen eingesetzt, z.B. von MAATZ und GÜNTZ, REHN.

Die letzte Entwicklung auf dem Gebiet der Endoprothesen des Hüftgelenks ist die "Totale Endoprothese" nach CHARNLEY (CHARNLEY 1958 u. 1961, HUGGLER und FRANCILLON 1963, MÜLLER, WITT, NEFF 1963), MC.KEE (1966).

Die gegenwärtig gebräuchlichsten Typen der Hüftendoprothese

Die Vielzahl der Prothesentypen, die am Schluß des geschichtlichen Abrisses aufgezählt wurden, zeigen, daß ein völlig zufriedenstellendes Ergebnis mit nur einer Prothesenart nicht zu erreichen ist (KALLIO), sei es in biologischer, mechanischer, statischer oder technischer Hinsicht.

SCHNEIDER kommt 1962 sogar zu dem Schluß, daß Autoren wie CHAPCHAL, FRANCILLON, GUILLEMINET, LANGE, MERLE DE AUBIGNE, ABBOT, BLOUNT u.a. die Arthrorese vor der Arthroplastik bevorzugen, sofern es die Gesamtsituation eben zuläßt.

Die erste Endoprothese von JUDET war pilzförmig und wurde mit ihrem Stiel in den Schenkelhals eingebolzt. Dieses Verfahren bewährte sich in vielen Fällen nicht, da manchmal die Prothesenstiele brachen (MITTELMEIER und SINGER), das knöcherne Auflager der Pro-

these aufgrund ungenügender Resektion des Femurkopfes und nachfolgender Nekrose zur Lockerung der Prothese führte, wenn sie auch mit dem peripheren Ende fest in der Kortikalis sitzen blieb. In anderen Fällen wanderte die Prothese mit ihrem Stiel durch die Kortikalis; der Schenkelhals wurde kurz, der Trochanter major stieß an die seitliche Beckenwand an und die Beweglichkeit nahm ab (HACKENBROCH 1955). Darüber hinaus bestand in diesem Stadium die Gefahr der Luxation.

Diese Schwierigkeiten haben allmählich zu umfangreicheren Ersatzversuchen geführt (HACKENBROCH 1961) und die pilzförmige Kopf-Endoprothese zugunsten der großen Endoprothesen, der Kopf-Hals-Endoprothesen (RUCKELSHAUSEN), die den ganzen Schenkelhals mitersetzen und in der Markhöhle befestigt werden, verdrängt (LANGE 1962, HACKENBROCH 1961).

RUCKELSHAUSEN teilt die Prothesentypen in

- 1) die Kopf-Prothesen - JUDET (ganz aus Methacryl; Methacrylkopf und Vitalliumstift), TIMMERMAN, NEFF - und
- 2) die Kopf-Hals-Prothesen - GOSSET, MERLE DE AUBIGNE, EICHER, AUSTIN-MOORE, THOMPSON, JUDET - ein.

Die Endoprothesen bestehen heute überwiegend aus Edelstahl- (V2A, V4A u.a.), Vitallium und Methacrylaten mit innerer Stahllarmierung (D. HOHMANN).

1) Die Endoprothese von Judet

Die Brüder Judet begannen vor 20 Jahren mit der schon erwähnten pilzförmigen Endoprothese aus Methacrylat. Es war eine Kopf-Prothese, die nur im Femurhals und nicht intramedullär verankert wurde. Sie war in kurzer Zeit weit verbreitet, da die anfänglichen Ergebnisse ermutigend waren; doch waren die Resultate auf lange Sicht gesehen nicht befriedigend (HUGGLER 1963, WITT 1959, HINCHY 1964), weil diese Plastik das Problem der biomechanischen Synthese (CARPENER) nicht genügend berücksichtigte. Sie hatte im wesentlichen drei Fehler:

a) Die Abriebfestigkeit des Prothesenkopfes war ungenügend. An Stellen großer Härte des Azetabulum, das in den meisten Fällen ebenfalls erkrankt ist, wurde das Kopfmateriel abgenutzt (RUCKELSHAUSEN). Ebenso wie am Methacrylatkopf traten an der Pfanne und am

Schenkelhals Abbauerscheinungen auf. Die Prothese selbst nützte sich ab (KING); mikroskopisch feine Teilchen wurden abgeschliffen und waren histologisch nachweisbar (LANGE 1959, HOHMANN, D. 1963); die Prothese entrundete und lockerte sich im Schenkelhals (MÜLLER 1962). Die entstandenen Unebenheiten des Prothesenkopfes führten zu schmerzreflektorischen Bewegungseinschränkungen, häufig sogar zu schmerzhaften Versteifungen des Hüftgelenkes (HACKENBROCH 1955, RUCKELSHAUSEN).

b) Die Bruchfestigkeit genügte nicht. Der Prothesenstiel brach nicht selten ab (KALLIO), seltener der Kopf (KING), auch als die späteren Prothesenmodelle einen verstärkten Stahlstift besaßen (KING u.a.).

Befürchtungen, daß die Endoprothese die Dauerbelastung nicht aushalten würde, äußerten schon STRACKER, CHIARI und STADLER. Die Erhöhung der mechanischen Belastung sahen sie vor allem in der valgischen Implantationstechnik, da sie ungünstige Schub- und Biegebeanspruchung wesentlich vermindert. ENDLER (1953).

SCHOCH (1963) verlangt, daß der Prothesenstiel glatt sein muß, da Einschleifen von Rillen zwecks besserer Fixation im Schenkelhals Korrosion des Materials verursacht, welche schließlich zum Bruch des Stiels führe.

Nicht unbedenklich ist auch die Verbindung zweier physikalisch unterschiedlicher Fremdkörper (Acrylkopf und Stahlkern) (HOHMANN, D.). Die unterschiedlichen Materialeigenschaften können zu Spannungen und damit zum Bruch der Endoprothese führen (KRÜGER). Diese Probleme scheinen aber weitgehend gelöst zu sein (HOHMANN, D. 1963).

c) Die Verankerung im Knochen blieb nicht stabil: Es traten Wackelbewegungen auf (KING, MÜLLER 1962), die zur Nekrose der Auflagenfläche und zu Abbauerscheinungen in der lateralen Femurkortikalis führten (RUCKELSHAUSEN).

Zur Frage der Befestigung der JUDET-Prothese hat COLLINS durch Injektionsversuche nachgewiesen, daß ein feiner, mit einer dünnen Membran ausgekleideter Spalt zwischen Prothesenstiel und Knochen bestehen bleibt. Manchmal sieht man eine Kondensierungszone im angrenzenden Knochen (HACKENBROCH 1955). Praktisch scheint das jedoch belanglos zu sein.

Um das Ergebnis der Endoprothesenplastik zu verbessern, gab JUDET seiner Prothese eine schiefe Kopfauflage und versah sie zum Schutz gegen Drehung mit einer Längsrillung des Stieles und grubchenförmigen Ausfräsungen an der Kopfauflagefläche. Die Kopfkalotte dieses zweiten Prothesentyps setzt in einem Winkel von 60° zum Schenkelhals an (HUGGLER).

Aber auch diese Stiftendoprothese bewährte sich aus den oben angeführten Gründen häufig nicht (HACKENBROCH 1955). Sie hat in technischer Hinsicht und vor allem was die statisch-mechanischen Probleme ihrer Belastung anbelangt, viele Versager gebracht (WITT 1959). Daher ist es bezeichnend, daß JUDET auf dem Kongreß der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft in München 1962 mitteilte, daß Versuche durchgeführt würden, die Schenkelhalsprothese zu verlassen und durch eine intramedulläre Schaftprothese zu ersetzen (LANGE, HOHMANN, D. 1963). Diese wird von den meisten Autoren heute bevorzugt (KING).

RUCKELSHAUSEN berichtet von der JUDET-Kopf-Hals-Prothese, daß sie aus einer CoCrMo-Legierung (Vitallium - Wisil) bestehe und als einzige Kopf-Hals-Prothese den Vorteil habe, daß der Schenkelhals so weit belassen werden könne, daß eine eventuell später noch notwendige Arthrodese leichter durchzuführen sei, was ein ganz erheblicher Vorteil gegenüber den Vitallium-Prothesen von EICHER, AUSTIN-MOORE und THOMPSON sei.

2) Die Endoprothese von AUSTIN - MOORE

Es handelt sich ebenso wie bei der großen JUDET Endoprothese um eine Kopf-Hals-Endoprothese aus Vitallium.

Bei den Kopf-Hals-Endoprothesen wird vor der Implantation der erkrankte Femurkopf und ein Teil des noch gesunden Femurhalses reseziert; nur bei der großen Endoprothese von JUDET bleibt der Schenkelhals stehen (RUCKELSHAUSEN).

MOORE setzte seine erste Prothese 1940 bei einem Patienten ein, dessen proximaler Femuranteil Sitz eines fraglichen malignen Tumors war. Das Ergebnis war zufriedenstellend, und der Patient lebte weitere zwei Jahre mit einer Funktionstüchtigkeit seiner Hüfte von ca. 75 %. Er starb an einem Herzleiden (MAYER).

Durch die Verwendung von Vitallium ist die Frage der Abriebfestigkeit und Bruchfestigkeit der Kopf-Hals-Prothese gelöst.

M.LANGE hält die Form der Prothese von MOORE für besonders glücklich gewählt. Sie sitzt gut im Femurschaft und wird zusätzlich knöchern eingebaut, weil sie keinen geschlossenen, sondern teilweise offenen Stiel hat. Die Verankerung ist zusätzlich verbessert worden durch die Einzementierung der Endoprothese mit Palacos (WITT). NEFF führte dieses Verfahren 1959 erstmals durch (RUCKELSHAUSEN). Palacos wird inzwischen beispielsweise auch von MÜLLER, HUGGLER und CHARNLEY bei ihrem großen Krankengut mit Erfolg angewandt.

Somit kann man die Frage von DANIELSSEN positiv beantworten, der befürchtete, daß möglicherweise die MOORE- und THOMPSON-Prothese nach einiger Zeit Spielraum im Femurschaft bekäme. Ebenso fällt der von D.HOHMANN 1963 geäußerte Vorteil der Acryl-Stahl-Spezialendoprothese fort, weil ein genaues Anpassen des Prothesenstiels an den Durchmesser des Markraums nicht mehr erforderlich ist.

Die Endoprothese von MOORE hat recht gute Ergebnisse. BARR gibt an, daß eine Nachuntersuchung nach vier Jahren in 84% der Fälle ein befriedigendes Resultat ergab.

Die Umfrage unter amerikanischen Orthopäden und Chirurgen hat ergeben, daß die Prothese von MOORE nach allen Richtungen beweglicher ist als andere Endoprothesen. Auch HINCHEY kommt bei einer Nachuntersuchung von 294 Patienten zu dem Schluß, daß die AUSTIN-MOORE-Prothese bessere Resultate liefert als die Prothese von JUDET. Die Beschaffenheit der Gelenkpfanne und der Druckauffangzone ist für einen Erfolg außerordentlich wichtig.

Da die Endoprothesen aus Vitallium, sei es die Prothese nach MOORE, THOMPSON o.a., unelastischer als Endoprothesen aus Methacrylat sind, wird die möglicherweise schon geschädigte Pfanne (z.B. bei Pfannendysplasie, schweren sekundären Veränderungen und mangelhafter Kongruenz von Kopf und Pfanne, bei Ankylosen, bei denen das Acetabulum vollkommen neu gebildet werden muß (WITT 1965)) noch mehr beansprucht und die Ergebnisse infolgedessen schlechter.

Da diese Abbauerscheinungen mit den Prothesen nach MOORE oder

THOMPSON nicht gebessert werden, behalten diese Endoprothesen heute nur noch eng begrenzte Indikationen (MÜLLER 1963).

3) Die Endoprothese von THOMPSON

Sie wird heute ebenfalls relativ häufig gebraucht. Es ist eine Kopf-Hals-Prothese aus Vitallium (LANGE, DORN). Sie hat eine tief-sitzende Auflagefläche, die öfter die Entfernung des Trochanter minor nötig macht, weil die Prothese sonst zu hoch sitzen würde (RUCKELSHAUSEN). Nach KING beruht der Vorteil dieser Prothese in der einfachen Anwendung.

Die Ergebnisse, die mit der Prothese nach THOMPSON erzielt werden, stimmen etwa mit denen der AUSTIN-MOORE-Prothese überein (KALLIO, HIRSCH, HOHMANN, D. 1963, MÜLLER 1963).

4) Die EICHER-Prothese

Eine Kopf-Hals-Prothese aus Vitallium, deren Auflagenfläche gelegentlich zu breit ist (RUCKELSHAUSEN).

Der Vorteil der EICHER-Prothese vor der AUSTIN-MOORE-Prothese liegt darin, daß durch den vorhandenen Halsanteil die Prothese bei jeder Frakturart angewendet werden kann.

In KINGS Bericht wird die EICHER-Prothese als zu schwer befunden. Gebrochen sei sie selten. Der Bruch erfolgte dann meistens am Stiel und am Schenkelhals-Schenkelschaftwinkel.

Die Indikationen und Resultate unterscheiden sich nicht wesentlich von den schon genannten Endoprothesen (HUGGLER), wenigstens nicht, was die Schmerzen im Hüftgelenk, die Kraft der Muskulatur und die Beweglichkeit des Gelenkes angeht (STEIN).

Die folgenden Endoprothesen werden seltener angewandt.

Die MC. BRIDE Prothese:

1948 beschreibt MC. BRIDE zum ersten Mal seine Prothese (DORN). Es handelt sich um eine Kopf-Hals-Prothese aus Vitallium, die in den Markraum eingeboltzt wird (LANGE 1962, MITTELMEIER und SINGER). Die Prothese wird außerdem am Trochantermassiv befestigt (REHN, J. 1952).

Die Prothese von MERLE DE AUBIGNE:

Es handelt sich um eine Kopf-Hals-Prothese aus Methacrylat. "Der materialbedingte Nachteil der mangelnden Abriebfestigkeit entspricht zwar den Verhältnissen bei der ursprünglichen JUDET-Prothese, die Bruchgefahr scheint aber bei dem metallverstärkten Prothesenstiel geringer zu sein, und die Fixation in der Markhöhle ist in der überwiegenden Mehrzahl der Fälle gesichert. Die Ribbildung in der Oberfläche von Methacrylatprothesen ist aber auch bei den heutigen Modellen noch festzustellen, denn sie ist materialbedingt (RUCKELSHAUSEN)".

Eine Kopf-Hals-Prothese aus Methacrylat verwendet auch GOSSET (RUCKELSHAUSEN, CHAPCHAL 1958).

Ähnlich ist auch die Spezialendoprothese von LANGE gebaut (CHAPCHAL 1958, LANGE 1962).

Weitere Spezialendoprothesen, die auch relativ wenig gebraucht werden, sind die von NORDEN-REITH und MINNEAPOLIS (KING); die Endoprothese von BOHLMANN, bei der es sich um eine Schenkelkopfprothese aus Vitallium mit einem Dreilamellen-Stahlnagel handelt (HEINZE). Die Ergebnisse bezeichnet BOHLMANN selbst als wenig ermutigend.

MASSA verwendet in Fällen, in denen der Schenkelhals stärker geschrumpft oder ganz geschwunden ist, Endoprothesen mit 5 cm langem Hals. Diese Prothese wird im Trochantermassiv und im Femurschaft verankert (HEINZE).

Erwähnt sei auch die Endoprothese von RETTIG. Es handelt sich um eine Kopf-Hals-Endoprothese aus Plexiglas, die in der Markhöhle des Femur gehalten wird (LANGE 1962, MITTELMEIER und SINGER, WITT 1965).

J. REHN empfahl eine Kopf-Prothese, bestehend aus einem Küntscher-nagel mit angeschweißtem V2A Halsteil. Auf den Halsteil wurde ein Plexiglas-kopf aufgeschraubt (HEINZE, MITTELMEIER und SINGER). RETTIG hält eine Prothese aus einem Stück für sicherer.

Zu den Kopf-Prothesen gehört auch die Endoprothese von TIMMERMANN, die aus Polyurethan angefertigt ist und deren Hauptbelastungsflächen mit einer Stahlkalotte versehen sind (HEINZE, 1955).

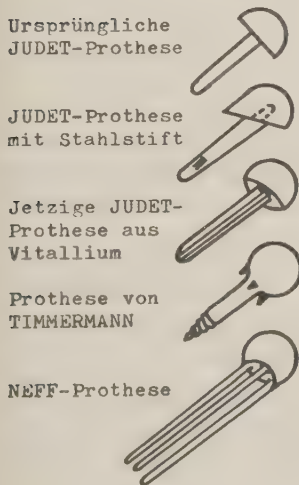
TIMMERMANN hatte anscheinend auch Verankerungsschwierigkeiten, denn er veränderte die Auflagefläche mehrfach (RUCKELSHAUSEN). Die Polyurethanprothesen waren erfolglos, da das Material nach einjähriger Tragzeit deutlich angedaut war (HEINZE, SCHUMANN, THURNER, MÜLLER 1962).

Aber nicht nur der Hüftgelenkkopf wurde und wird alloplastisch ersetzt, sondern auch die Pfanne; z.B. bei posttraumatischer protrusio acetabuli. "Über den erfolgreichen Ersatz einer Hüftpfanne durch eine Stahlkalotte konnte REHN bereits 1934 berichten (HEINZE)".

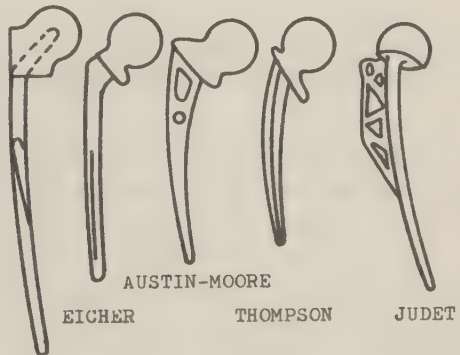
Die Entwicklung der Endoprothesentechnik der letzten Jahre, die von CHARNLEY, FRANCILLON und HUGGLER und M.MÜLLER ausgeht, zielt darauf hin, einen totalen Ersatz des Hüftgelenkes zu schaffen: die "Totale Hüftendoprothese" (WITT 1965).

Abb. 1 : Prothesenmodelle (nach RUCKELSHAUSEN)

Kopf-Prothesen



Kopf-Hals-Prothesen nach:



Kopf-Hals-Prothese
aus Methacrylat
und Stahlstift

Die "Totale Hüftendoprothese"

Die Endoprothesen des Hüftgelenks, die entweder nur den Hüftgelenkskopf oder nur die Pfanne ersetzten, haben die Erwartungen nicht erfüllt (HUGGLER 1963).

Teils lag es an der zu weit gestellten Indikation, teils an der ungenügenden Beachtung der mechanisch-biologischen Vorgänge. So vernachlässigte man einerseits die Reibungsverhältnisse (CHARNLEY, HUGGLER, RUCKELSHAUSEN), andererseits das Kongruenzverhältnis von Hüftgelenkskopf und Pfanne, deren Wiederherstellung normalerweise schon auf große Schwierigkeiten stößt, aber für eine gleichmäßige Druckverteilung äußerst wichtig ist (HOHMANN, D. 1955, HACKENBROCH 1962) und berücksichtigte nicht die Tatsache, daß das Hüftgelenk in ca. 70% der Fälle nicht eine mathematische Kugel, sondern ein Rotationsellipsoid ist (AEBY, HELLWIG, RYDELL, HUGGLER 1963).

Die Erscheinungen des Pfannenabbaus bei den nicht totalen Endoprothesen führte CHARNLEY auf den beweglichen Fremdkörper zurück (MÜLLER 1963), nämlich auf die Auswirkung der Reibung zwischen Endoprothesenkopf und dem lebenden Gelenkknorpel der Pfanne. Der Pfannenabbau ist besonders stark, wenn die Pfanne schon pathologisch verändert ist, wie z.B. bei Coxarthrose (MÜLLER 1962), bei Knochencysten in der Umgebung der Pfanne, bei abnormer Größe oder Kleinheit und anderen schweren Pfannendysplasien (HACKENBROCH 1955).

CHARNLEY versuchte daher, ein Hüftgelenk mit Kopf- und Pfannenprothese herzustellen. Da gleichartiges Material z.B. Vitallium oder Stahl wegen des "Schmiereffektes" und damit erhöhter Reibung von Anfang an ausschied (NEFF 1963) und zwei verschiedene Metallkörper in Anbetracht der Korrosions-, Reibungs- und Abnutzungsprobleme (MÜLLER 1963) nicht in Frage kamen, schuf CHARNLEY die "low friction Prothese". Sie besteht aus einer Teflonpfanne und einer Kopf-Hals-Prothese aus Metall (CHARNLEY 1961, MÜLLER 1962 und 1963, NEFF 1963, HUGGLER 1963, HOHMANN, D. 1963, WITT 1965).

Schmierungsprobleme existieren bei dem gewebefreundlichen Teflon nicht (MÜLLER 1963 u.a.).

Die Kopf-Hals-Prothese ist bei CHARNLEY aus Edelstahl, bei HUGGLER aus Vitallium (HUGGLER 1963).

CHARNLEY benutzte anfangs femurseitig eine MOORE-Prothese von 41 mm Kugeldurchmesser und pfannenseitig eine dazu passende Teflonpfanne (RUCKELSHAUSEN). Die Pfanne hat auf der Außenseite zahlreiche Einkerbungen, um Drehbewegungen zu vermeiden und auf ihrem Pol einen Zapfen zur Verankerung. Den Zapfen hält NEFF (1963) wegen der Gefahr von Nebenverletzungen z.B. an den Gefäßen für ungünstig. Um die Reibung noch mehr zu verringern, benutzte CHARNLEY ab 1960 statt des 41 mm dicken Endoprothesenkopfes einen von $7/8" = 22,23$ mm Durchmesser (CHARNLEY 1961, HUGGLER 1963, RUCKELSHAUSEN). Die beiden Teile der Prothese kittete er mit einem Methylmethacrylat-Präparat ein. Seine Prothese nannte er "Low friction Arthroplasty". Allerdings steigt durch den kleinen Hüftkopf die Flächenbelastung für das Pfannenmaterial (NEFF 1963).

"Durch die Low Friction Arthroplasty von CHARNLEY können nahezu normale gelenkmechanische Bedingungen geschaffen werden. Pfanneneingangsebene, Länge des Muskelarmes, Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Achse und Höhe des trochanter major können mit bisher unerreichter Genauigkeit berücksichtigt werden (MÜLLER 1962 und 1963)".

Bei der totalen Endoprothese nach CHARNLEY steht die Pfanne in mehreren und die Kopf-Hals-Prothese in zwei Größen zur Verfügung (HUGGLER 1963).

"CHARNLEY ist der Ansicht, daß die Synovialflüssigkeit nicht nur nach hydrodynamischen Gesetzen "schmiert", sondern im Sinn der Grenzflächenhaftung die Knorpelflächen überzieht und damit voneinander trennt und schützt (RUCKELSHAUSEN)".

Dabei wurde ein Reibungskoeffizient für Knorpel gegen Knorpel von 0,02 gefunden (JONES 1934 u. 1936, CHARNLEY 1961; HUGGLER 1963 (0,01 - 0,02)). RYDELL gibt 1966 einen Wert von weniger als 0,01 bis 0,02 an.

Teflon hat in dieser Beziehung eine Ähnlichkeit mit Knorpel. Der Reibungskoeffizient von Teflon beträgt nahezu 0,04 (HUGGLER 1963).

Um das Problem des "toten Raums" zwischen dem kleinen Hüftkopf und

dem größeren Außendurchmesser der Pfanne zu lösen und die Zermalmung von Narbengewebe im Gelenk zu vermeiden, verwendete MÜLLER (1962) eine mit einer Silastic-Membran umschlossene Totalprothese.

Die bisher durchgeführten Operationen haben sich bis auf einige Komplikationen bewährt (CHARNLEY 1961, HUGGLER 1963, MÜLLER 1963). (Genauere Angaben über die Indikationen und Ergebnisse werden in den entsprechenden Kapiteln gemacht).

MÜLLER (1963) und FRANCILLON (1963) sind der Meinung, daß die Plastik nach CHARNLEY zwar einen entschiedenen Fortschritt bedeutet, aber nicht die angestrebte Lösung darstellt.

Eine Komplikation ergab sich daraus, daß das reine Teflon nicht abriebfest genug ist und zu leicht fließt: Es trat eine Vertiefung und Verbreiterung der Pfanne auf (CHARNLEY 1963, HUGGLER 1963, MÜLLER 1963, RUCKELSHAUSEN). Die unbefriedigenden Resultate mit reinem Teflon beruhen darauf, daß durch die dauernde kombinierte Belastung die maximale Flächenbelastbarkeit des Materials überschritten wird.

Daher sind CHARNLEY, HUGGLER und FRANCILLON, MÜLLER, NEFF, RUCKELSHAUSEN und andere auf der Suche nach einem geeigneten Teflonersatz.

Hingewiesen sei auch auf die Mc.KEE-FARRAR Total-Prothese. McKEE verwendet Vitallium für Hüftkopf und Hüftpfanne, also dasselbe Material für beide Gelenkflächen. Die Ergebnisse mit seiner Prothese sind bisher erstaunlicherweise gut (Mc.KEE).

Die verschiedenen Indikationen der Hüftendoprothese

"Die Indikationen, aus denen heraus Hüftgelenksoperationen mit Alloarthroplastik gemacht wurden, wurden häufig zu weitgehend gestellt. Und in vielen Fällen ist eine gute Arthrodesese funktionell und schmerzlindernd weitaus besser (BÜRKLE DE LA CAMP 1958)", denn "ein in guter Gebrauchsstellung versteiftes, schmerzfreies Gelenk hat eine größere funktionelle Leistungsfähigkeit als ein teilbewegtes oder auch als ein wieder voll beweglich gemachtes aber schmerzhaftes Gelenk (LANGE 1962)". Die Arthrodesese ist aber nur so lange zulässig, wie das Hüftgelenk des anderen Beines und das Kniegelenk des betreffenden Beines frei sind (LANGE). Dieser Auffassung schließen sich die meisten Autoren an und raten dringend zur strengen Indikation, die neben der optimalen operativen Technik und einer adäquaten Nachbehandlung wesentlich für ein erfolgreiches Resultat ist. (BÜRKLE DE LA CAMP 1949, MERLE DE AUBIGNE, ABBOT, BLOUNT, CHAPCHAL, GUILLEMINET, FRANCILLON, WITT, LANGE 1962, HOHMANN, D. 1963, COTTA 1964 u.a.).

Die Indikationen zum Eingriff und zur Art des Eingriffes hängt von einer ganzen Reihe von Faktoren ab; es seien hier nur genannt: Uni- oder Bilateralität der Affektion, Fehlen entzündlicher florider Prozesse, Formbestand des Gelenkes, qualitativer Gewebefund, Art der Erkrankung, Alter und Allgemeinzustand, Beruf des Patienten, Zustand der benachbarten Gelenke (Wirbelsäule, Knie) (HUGGLER 1963).

So sind viele Autoren der Ansicht, daß die Hüftendoprothese dann angezeigt ist, wenn hochgradige und schmerzhaftes Ausfallserscheinungen an beiden Hüften vorliegen (CHAPCHAL 1958, DORN). (Bei einseitigen Prozessen wird die Arthrodesese vorgezogen.) DORN, SCHOCH, HUGGLER und FRANCILLON, HOHMANN, D.u.a. empfehlen in diesen Fällen die Arthrodesierung des einen Hüftgelenkes und beim anderen die Mobilisation mittels Endoprothese.

M.LANGE (1962) gibt folgende Gesichtspunkte bei der Indikation für die Hüftarthroplastik an:

"1. Die Indikation ist bei einer, in einer guten Stellung stehenden total versteiften Hüfte, bei einem gut beweglichen Kniegelenk nur ausnahmsweise anzuerkennen, wenn triftige Gründe beruflicher

Art oder auch Wünsche von Frauen entscheidend mitsprechen.

2. Wenn ein Hüftgelenk schmerzhaft versteift oder noch teilweise beweglich ist, wird man bei einer einseitigen Erkrankung bei älteren Patienten die Arthrodeese vorschlagen und bei jüngeren, insbesondere wieder bei Frauen die Arthroplastik wählen.

3. Die Indikation zur Operation der Wiederbeweglichmachung der Hüfte wird dringend, wenn die Hüfte und das Knie gleichzeitig versteift sind und wenn die Aussichten zur Wiederbeweglichmachung des Kniegelenkes schlechter als die der Hüfte sind. Steife Hüfte und steifes Knie zugleich bedingen eine derartige große Beeinträchtigung, daß die operative Wiederbeweglichmachung gerechtfertigt ist.

4. Wenn beide Hüften schmerzhaft sind und die Beine nur noch wenige Zentimeter im Knie auseinandergenommen werden können, wie man das bei alten angeborenen Hüftverrenkungen, bei vorzeitiger Arthrosis deformans oder auch nach rheumatischen Gelenkerkrankungen sieht, so sind dies Befunde, die die Mobilisierung wenigstens eines Gelenkes unerläßlich verlangen. Es ist eine auch wieder für jüngere Frauen wichtige Indikation.

5. Bei knöchern doppelseitig versteiften Hüften nach septischer Erkrankung, wird man es von den Bedürfnissen, die der Einzelne an das Leben stellt und die der Beruf des einzelnen verlangt, abhängig machen, ob man eine Seite wieder mobilisiert oder nicht.

6. Eine besondere Indikation für die Hüftarthroplastik bildet die Wiederbeweglichmachung von in schlechter Stellung versteiften Oberschenkelkurzstümpfen".

Die Arthroplastik strebt aber nicht nur die Neuschaffung eines beweglichen Gelenkes an, sondern auch die Beseitigung krankhafter Gewebsprozesse (HACKENBROCH 1961). So ist z.B. BÜRKLE DE LA CAMP (1958) der Meinung, daß im Fall ausgedehnter Tumorbildungen, bei denen ohne eine große Endoprothese nur eine Amputation möglich wäre, die Arthroplastik ausnahmsweise auch beim Kind und Jugendlichen indiziert ist.

Das Alter, in dem eine Endoprothese zulässig ist, spielt in den Meinungen aller Autoren eine wesentliche Rolle. Doch sind noch

weitere soziale Faktoren bei der Indikation entscheidend.

Die sozialen Faktoren bei der Indikation der Hüftgelenksendoprothese.

Was das Alter anbetrifft, sind fast alle Autoren der Ansicht, daß bei Kindern und Jugendlichen Endoprothesen - bis auf ganz besondere Ausnahmen (s.o.) - kontraindiziert sind (CHAPCHAL 1958, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, KING, SCHOCH, STEIN, HIERTONN, COTTA, LANGE 1962, HUGGLER 1964 u.a.). Denn das spätere Schicksal gerade einer Hüftendoprothese ist im Einzelfall, abgesehen von den bisher noch bestehenden mechanischen und biologischen Schwierigkeiten, nie sicher vorauszusagen, so daß schon allein wegen dieser Unsicherheit die Endoprothesen des Hüftgelenks bei jungen Menschen kontraindiziert sind; zusätzlich kommt noch die Notwendigkeit mehrmaliger Operationen hinzu, da die Prothese dem Wachstum des Jugendlichen angepaßt werden muß. SCHOCH berichtet, daß KINGMA, VERBECK, WITT, CHAPCHAL u.a. die Alloarthroplastik bei Jugendlichen unter 20 Jahren ablehnen, da das Skelett wachsender Personen den Ersatz mit alloplastischem Material nicht verträgt.

Viele Autoren sehen die Indikation bei Patienten über 60 Jahren vom Alter her gerechtfertigt (HACKENBROCH 1955). Daher ist es nicht verwunderlich, daß es sich bei den behandelten Patienten in der Mehrzahl um 60 bis 80 jährige handelt; doch gibt es mehrere Fälle von 20 und 90 jährigen (DORN).

Eine Ausnahme stellen zwei 107 jährige Patienten dar, die KING in seinem Artikel erwähnt.

Nach einer amerikanischen Umfrage im Jahr 1959 lag der Altersdurchschnitt bei 86,7 Jahren (KING).

Ein wesentlicher Vorteil, der bei alten Patienten z.B. bei Schenkelhalsfrakturen für eine Endoprothese spricht, ist die kürzere Inaktivität.

Von einer anderen Ausnahme berichten KALLIO, sein jüngster Patient war 12 Jahre, und ERHART; seine zwei jüngsten Patienten waren 5 Jahre. Bei ihnen handelte es sich um eine Coxitis nach Septicämie und um einen Zustand nach spezifischer Coxitis. In beiden Fällen

fehlte der Femurkopf ganz und ein Teil des Schenkelhalses.

Neben dem Alter ist nach DORN, COTTA, HEPP, DEBEYRE, LANGE u.a. die berufliche Position des Patienten für die Indikation auch sehr wesentlich.

COTTA und LANGE (1962) weisen darüber hinaus darauf hin, daß das Geschlecht neben den anderen medizinischen und sozialen Aspekten mit berücksichtigt werden muß. So sei eine Endoprothese für eine Frau - auch aus psychischen Gründen - manchmal wesentlicher als für einen Mann.

Auf die psychische und natürlich auch körperliche Konstitution weisen besonders SCHOCH, CHAPCHAL und CHARNLEY hin. Denn wesentlich für einen Erfolg ist auch die psychische Mitarbeit des Patienten. Aus diesem Grund zählt CHAPCHAL ungeeignete geistige Verfassung zu den Kontraindikationen.

Da die meisten Autoren die Spannweite der Indikationen anders sehen, ist eine kurze zusammengefaßte Aufzählung der Indikationen nicht möglich. In Tabelle 1 soll versucht werden, die wesentlichen Punkte zusammen zu stellen; doch sei ausdrücklich betont, daß man die Indikationen kaum in ein Schema zwingen kann, da sie in jedem Fall individuell gestellt werden muß und von vielen Faktoren abhängt.

Die Indikation der "Totalen Hüftendoprothese" - Tabelle 2 - ist von Anfang an wesentlich strenger gestellt worden, da sich diese Prothese noch im Experimentalstadium befindet und noch viele Verbesserungen durchgeführt werden müssen, will man die Rückschläge wie z.B. bei der JUDET-Prothese vermeiden.

So kommt bisher die "Totale Endoprothese" nur bei hochgradiger Invalidität und alten Patienten in Betracht (HUGGLER und FRANCILLON, CHARNLEY, MÜLLER, RUCKELSHAUSEN).

Tabelle 1

PROTHESENTYP	SMITH-PETERSEN						JUDET-Prothese und andere Methacrylatprothesen				THOMPSON, MOORE, EICHER				Hüftendoprothesen eigene				TOTALE HÜFTENDOPROTHESE			
AUTOR	HEPP CHAP- CHAL	ERHART KALLIO	BÖHLER 1963	HACKEN- BROCH	JUDET 1951 DORN MATZEN	SCHOCH	LANGEN	WITT	HIRSCH HUGGLER DANIEL- SEN	HIN- CHEY	STEIN	KALLIO	KING	HUGGLER 1963	HOHMANN D.	BAR	CHARLEY 1961	HUGGLER u. FRANCILLON	WITT	MÜLLER RUCKELSHAUSEN		
ANGEGEBENE INDIKATIONEN:																						
1) Schenkelkopfnekrose nach Schenkelhalsfraktur	x	x	x		x	x	Alte	x	x				x	x	x	x		Bei berufl.gering od. nicht mehr beansp.Fat.	x			
2) Schenkelhalspseudoarthrose nach Schenkelhalsfraktur	x	x		x	x			x	x				x	x	x	x						
3) Frische Brüche				x	x		Seiten	x			x	x	x	x	x	x						
4) Posttraumatische Phlie (z.B. Veränderungen des Hüftkopfes)	x	x	x	x	x	x		x			x	x	x									
5) Luxationen und Subluxationen			x		x			x				x	x									
6) Angeborene Hüftluxationen	x	x		x	x	(x)	(x)	(x)							x	x						
7) Auswechseln einer frakturierten oder schmerzhaften Arthro- pl.	x							(x)	x			x	x							x		
8) Protrusio acetabuli		x						(x)				x			x							
9) Coxarthrose (= malum coxae senile, arthrosis deformans)	x	x		x	x	x	(x)	x		x			(x)	(x)	x			x (siehe 1)	(x)	Bereits o. Erfolge op. Coxarthrosen		
10) Coxa plana und Luxationsarthrose					x							x										
11) Folgezustände nach epiphyseolysis capitis femoris	x			x																		
12) Coxa vara adultum und M. Perthes	x				x	x																
13) Alter entzündlicher Prozeß		x		x								x	x									
14) Sek. arthrotische Phlie (proliferativer, degenerativ zir- kulatorischer Art)				x												x						
15) Ankylosen verschiedener Art (z.B. M. Bechterew)	x				x		(x)	(x)						(x)	x			x M. Bechterew auch bei Jüngeren Patienten	x M. Bechterew			
16) Tumoren, pathologische Frakturen, Metastasen								x	x	x			x							x		
17) Chron. Deformationen beim Spastiker und Säuglingcoxitis								x		x												
18) M. Parkinson													x									
19) Alte Patienten, die nicht lange inaktiv sein dürfen									x	x												
20) Dysplasie	x			x		x						x	x	(x)		x		bei Pat. über 65 J.				
21) Rheumatische Polyarthritis								x				x	x	(x)								
22) Bilaterale Endoprothesen bei Steifen nach Polyarthritis					x Metz.			x				x	x	(x)		x						
23) " " bei Coxarthrose								x						x			(x)	bei Pat. über 65 J. sel- ten in mittl. Alter	bei auch bei Jüng. Pat.			
24) " " bei doppelseit. protrusio acetabuli								x														
25) " " bei doppelseitigen Ankylosen (z. B. n. Osteomyelitis					x Metz.			x											bei schw. nur s. alt. Pat.	bei schwerer		
26) " " bei doppelseitiger Hüftbeuge mit Ad- und Abduktorenkontrakturen								x														
27) Tbo. (z.B. alte abgelaufene coxitis tuberculosa)		x										x										
28) Arthritis (z.B. n. Fraktur, n. Infektion, Polyarthritis, spondylarthritis	x	x			x				x	x		x	x			x		x bei Pat. über 65 J.	x	(siehe 21)		
ANGEGEBENE KONTRAINDIKATIONEN:																						
1) Kachexie und ungeeignete geistige Verfassung	x					x				x				x								
2) Mangelhaft erhaltene Muskulatur	x													x								
3) Kinder und Jugendliche	x	x	x	x	x	x	x	x						x			x	x	x	x		
4) Zu großes Körpergewicht																						
5) Tuberkulöse Erkrankung des Gelenkes, auch alten Datums	x												x									
6) Frische Schenkelhalsfrakturen bei Patienten unter 60 Jahren													x									
7) Infektionen				x										x								
8) Lumbosacralarthrosen								x						x								
9) Spondylarthrosen								x														
10) Arthrose im pathologischen Reizzustand				x		x																
11) Atrophie oder Dystrophie des oberen Femurrandes oder der Pfanne	x			x				x					x									
12) Veraltete hohe Luxation, die höher als 3 cm über dem Aceta- bulum sitzt, da Operation nicht ohne Gefäß- oder Nervenlä- sion möglich ist						x																
13) Polyarthritis rheumatica	x					x																
14) Ankylosen bei M. Bechterew	x	x				x																
15) Sek. Coxarthrose im Anschluß an entzündliche Prozesse anderer Natur mit Knochenatrophie	x	x				x																
16) Gleichseitig vorhandene Kniesteife								x														

Tabelle 2

Behandlungsergebnisse

Die Behandlungsergebnisse sind sehr stark abhängig von verschiedenen Faktoren, wie der Ausgangskrankheit (HEPP, STRACKER u.a.), der körperlichen und geistigen Verfassung des Patienten, dessen psychischer Mitarbeit, dem richtigen Zeitpunkt der Operation, der Operationstechnik, Beschaffenheit der Kapsel, des Pfannenknorpels, des Band- und Muskelapparates des Gelenks (GÜNTZ und MATZ), der Druckauffangzone des Acetabulums und damit der guten Kongruenz von Hüftkopf und Pfanne, guten statischen Momenten wie Korrektur der Valginität und Antetorsion (JUDET, HACKENBROCH 1955), ausreichender Blutversorgung von Schenkelhals und Hüftkopf (SCHOCH, CHAPCHAL) und nicht zuletzt von dem Material, der Konstruktion und Implantation der Endoprothese (HUGGLER u.a.).

Außerordentlich wichtig ist auch die Nachbehandlung (HEPP 1963). "Ungünstige biologische Faktoren können sich auch ungünstig auswirken, wie Wachstum, Regeneration, gewebliche Irritation, gewebliche Anpassung und Umformung, Blutumlauf; sie sind vom Biomechanischen, Technischen her allein nicht immer zu einer günstigeren Haltung und Auswirkung zu bewegen (HACKENBROCH 1961)".

"Der Vergleich klinischer und röntgenologischer Ergebnisse läßt keine eindeutigen Beziehungen erkennen, so daß keine Schlüsse im Hinblick auf die Technik der Arthroplastik gezogen werden können. Fälle, die im Prinzip röntgenologisch als "gut" zu werten sind, entsprechen funktionell dann oft in keiner Weise dem, was eigentlich auf Grund der Röntgenbilder zu erwarten wäre (SCHOCH)".

Schon eine Ausweitung des "Endoprothesenschaftbettes" um 0,5 mm, die röntgenologisch nicht meßbar ist, führt zu einer Drehung des Prothesenstiftes im Knochenkanal (WATERMANN).

Andererseits gibt es Röntgenbilder, bei denen Veränderungen am Schenkelhalskanal, an der Auflagefläche, an der Pfanne oder periartikulär vorkommen, ohne daß schlechte Funktionsergebnisse oder Schmerzen manifest werden (SCHOCH, DÜBEN, WATERMANN).

Daß die Röntgenaufnahmen einerseits, sowie Funktion und Schmerz andererseits in der Wertung nicht miteinander korrespondieren, glaubt SCHOCH durch Veränderungen des intraartikulären pH-Wertes

erklären zu können. Bei den Ergebnissen der Hüftendoprothesen fand SCHOCH keine Unterschiede bei Patienten zwischen 30 und 60 Jahren, sofern hormonelle Dysfunktionen unberücksichtigt bleiben. Die Altersgruppe zwischen 20 und 30 Jahren zeigt im allgemeinen besonders günstige Resultate.

Jüngere Patienten vertragen mit ihrem wachsenden Skelett das alloplastische Material nicht (KINGMA, VERBECK, WITT, CHAPCHAL, SCHOCH u.a.).

Bei einer Nachuntersuchung erhebt sich sofort die Frage, von wann ab man von einem Endzustand sprechen kann.

Die Komplikationen zeigen sich meist innerhalb der ersten 18 Monate, selten zwischen dem 18. und 30. Monat und niemals nach dem 30. Monat, so daß wir bereits auf Grund der Literaturstudien annehmen können, daß nach zweieinhalb Jahren ein endgültiger Zustand erreicht ist (JUDET, CHAPCHAL 1956).

40 bis 50% der überlebenden Patienten waren nach 2 Jahren weitgehend beschwerdefrei (LANGE 1962, HUGGLER und FRANCILLON 1963, MÜLLER 1963, HACKENBROCH 1965).

"Tatsächlich sind nach 3 Jahren keine wesentlichen Veränderungen im Zustandsbild der Hüfte eingetreten, so daß es durchaus möglich ist, schon im 4. Jahr von Endergebnissen zu sprechen (CHAPCHAL 1956)." Demgegenüber sind MÜLLER (1963), BÜRKLE DE LA CAMP (1958) und D. HOHMANN (1963) der Ansicht, daß mit den Jahren eine Verschlechterung zu erwarten ist (Sklerosierung der Pfanne, Auftreten von Degenerationszysten, Subluxation, Zerstörung des Pfannengrundes, Protrusio acetabuli endoprothetica, Schmerzen und Reankylose). Die mit Methacrylat einzementierten Prothesen weisen bedeutend günstigere Ergebnisse auf als die nicht einzementierten. Denn die Patienten können meistens schon nach 5-7 Tagen am Bettrand sitzen und nach weiteren 3-4 Tagen aufstehen (MÜLLER 1962, HUGGLER 1964). Außerdem ist die Prothese auch nach Jahren gegen Verdrehen im Femurschaft gesichert.

Die Nachkontrolle muß unter verschiedenen Gesichtspunkten durchgeführt werden.

Der Vergleich der Ergebnisse vieler Autoren wird dadurch erschwert

oder manchmal unmöglich, weil es keine einheitlichen Untersuchungsrichtlinien gibt. Viele Autoren machen überhaupt keine Angaben über die verschiedenen Gesichtspunkte ihrer Nachuntersuchung.

Daher erklärt sich auch u.a. die starke Differenz in der Beurteilung (Siehe Tabelle 3).

HUGGLER unterscheidet zwischen:

1) Subjektivem Urteil (Dieses ist häufig viel besser als das objektive (CHAPCHAL, HOHMANN, D. u.a.)),

2) Schmerzfreiheit,

3) Eruierung der Aktivität nach Shepherd,

4) Motilitätsindex nach Gade

5) Röntgen-Aufnahmen (Becken ap. Aufnahmen nach Dünn-Rippstein)

Ähnliche Richtlinien hat MERLE DE AUBIGNE aufgestellt. Nach ihnen richten sich einige Autoren bei ihren Nachuntersuchungen (DORN, ERHART).

"Das Schema CHAPCHALS mit der Möglichkeit einer punktmäßigen Röntgenbewertung ist hauptsächlich auf JUDET-Endoprothesen ausgerichtet und wegen seiner Differenziertheit trotz der Reduzierung auf vier Prädikate etwas kompliziert und unübersichtlich (HOHMANN, D.)".

Betrachtet man die Ergebnisse genauer (siehe Tabelle 4), so haben die traumatischen Fälle (Schenkelhalspseudarthrosen und Kopfnekrosen nach Schenkelhalsfrakturen) die besten Ergebnisse (HIERTONN, HACKENBROCH 1955 u.a.). Je kürzer das Trauma zurückliegt, so daß die Pfannenverhältnisse noch als normal gelten können, um so besser ist das Resultat.

Die Ergebnisse bei Hüftarthrosen hängen von der Ätiologie der Arthrose ab (HACKENBROCH 1955, STRACKER). Am besten ist das Resultat (Schmerzfreiheit, Beweglichkeit) bei den erst kurz bestehenden Arthrosen, wie sie nach Schenkelhalsfrakturen und konsekutiven Kopfnekrosen auftreten. Dann folgen die Arthrosen bei Luxationen. Am schlechtesten sind die Ergebnisse bei ursächlicher Polyarthrit (HACKENBROCH, 1955, STEIN, STRACKER).

Bei schweren Dysplasiearthrosen und bei protrusio acetabuli ist im allgemeinen von der Alloarthroplastik abzuraten (HOHMANN, D. 1963).

TABELLE 3

AUTOR	JAHR DER VERÖP- FENTL.	ZAHL DER FÄLLE	BEOBACH- ACHTUNGS- ZEIT (JAHREN)	SEHR GUT	ERGEBNISSE %		SCHLECHT	PROTHESENTYP
					GUT	BEFRIE- DIGEND		
MERLE DE AUBIGNE	1951	53	1/2 - 2		46	30	24	JUDET
JUDET	1952	600	bis 6		65	35		JUDET
KIAER	1952	50	?		88	6	6	JUDET
MERLE DE AUBIGNE	1954	521	1 - 4		45	17	38	JUDET
FRANCILLON	1954	87	bis 4				20 - 25	JUDET
KINGMA	1954	100	1 - 2		43	31	26	JUDET
SHEPHERD	1954	295	bis 6	15	27,5	27,5	30	JUDET
GUILLEMINET u. JUDET	1955	789	bis 8	obj. subj. 30,6	60 36,9	25 17,1	15 15,4	JUDET
GUILLEMINET u. MARION	1955	120	1 - 5	14	40	22,5	22,5	JUDET
HACKENBROCH	1955	170	bis 4		40- 50			JUDET
CHAPCHAL	1956	180	bis 6	11	42	36	11	JUDET
JUDET	1957	1110	bis 10	22 obj. subj. 39	37 32	23 17	28 12	JUDETPROTH. aus Vitalli- um
KALLIO	1958	161	7	25	44		(31)	Vitall.-Cup u. Endoproth.

ERHART	1959	30 26	6?	30 15,3	16,6 19,1	16,6 23,2	36,6 42,3	Kunstharze, p. Cupplastik
KING (Ameri- kanische Umfrage	1959	10000	bis 10	obj. 24,2 subj. 26,3	37,7 37,8	22,4 21,3	15,7 14	verschieden (auffällige Übereinst.)
SEMB	1961	221	6	24	39	26	11	SMITH-PETER- SEN
HOHMANN, D.	1963	20	bis 7	35	35	25	5	Spezialendo- proth. aus Methacrylat u. V2A-Schaft
HINCHEY (nur fri- sche Schen- kelh. frakt.)	1964	225	bis 8	52	20	11	17	Metall-E. p.
HUGGLER	1964	33	3	subj. 69	31			Metall-Endo- prothese

HACKENBROCH weist nachdrücklich auf den arthrotischen Reizzustand hin. Amerikanische Autoren haben in diesem Zustand eine Temperaturdifferenz zwischen pathologischem und gesundem Hüftgelenk von 5°C gemessen. Werden diese Fälle nicht erst nach Abklingen des Reizzustandes operiert, sind die Ergebnisse schlecht, besonders was die Schmerzbefreiung angeht.

Ebenso ist nach HACKENBROCH (1961) das Resultat bei florider Infektion und rheumatischen Arthritiden schlecht: Neben guter Beweglichkeit, starke Schmerzen.

Ist die Pfanne bereits stark pathologisch verändert (z.B. bei Luxationen und Subluxationen oder anormaler Größe, zystischer Durchsetzung), wird die Prognose zweifelhaft. In diesen Fällen kann die "Totale Endoprothese gute Ergebnisse liefern (HUGGLER 1963, RUCKELSHAUSEN).

Doch wird die Indikation der "Totalen Endoprothese" aus den genannten Gründen streng gefaßt, da diese Prothese noch eingehender erprobt und verbessert werden muß.

Das Problem der postoperativ vorhandenen Schmerzen bleibt nach wie vor dringend. Vielfach sind es Nekrosen des Hüftkopfes, des Pfannengrundes und Pfannendaches (HACKENBROCH 1955, SCHOCH).

"Das ließe sich in den meisten Fällen durch sorgfältige Entfernung stützunfähigen Gewebes, durch blutgefäßschonendes Operieren (Schnittführung durch die Kapsel, Schonung der Kapsel!) vermeiden HACKENBROCH 1955".

GÜNTZ und MAATZ u.a. entfernen die Kapsel total, lassen aber die Pfannenränder in Ruhe, um reaktive Wucherungen zu vermeiden. In anderen Fällen besteht das Grundleiden weiter. Ab und zu sind es nicht korrigierte Subluxationstendenzen (Außenrotation bei Ante-torsion), die die Belastung zu einseitig am vorderen Pfannenrand konzentrieren.

Häufig liegt die Ursache vom Schmerzen in der Trochantergegend in Durchblutungsstörungen der Haut. Manchmal treten Schmerzen am Adduktoransatz auf, wenn nicht gleichzeitig die Abduktoren myotonisiert wurden oder, wenn als Folge von Knochennekrosen sich an den Auflagestellen Kontrakturen mit verstärkter Muskelspannung ein-

stellen. Daneben verursachen Veränderungen in der fascia lata Beschwerden (HACKENBROCH 1955).

Schmerzen entstehen aber auch dann, wenn der Endoprothesenkopf zu groß ist und zu straff in der Pfanne sitzt, so lange, bis er durch Abrieb und Pfannenläsion paßt (WITT 1965).

MITTELMEIER und SINGER glauben die Ursache u.ä. in der ungenügenden Gewebsdifferenzierung und damit übermäßigen Beanspruchung des Gelenkes zu sehen, wodurch es fortwährend zu Läsionen und entzündlichen Reizungen kommt.

Ein sehr wesentliches Moment für die Schmerzentstehung ist aber die erhöhte Reibung zwischen Prothesenkopf und Pfanne bei pathologisch veränderter Pfanne. Durch den größeren Reibungswiderstand zerstören sich Kopf und Pfanne gegenseitig. Dabei spielt der Abrieb der Alloarthroplastik keine unwesentliche Rolle (CHAPCHAL, HUGGLER und FRANCILLON 1963).

Zu den postoperativen Komplikationen gehören außer den Schmerzen u.ä. Embolien (nach LANGE keine tödlichen), Infektionen, Weichteilwucherungen, Knochenwucherungen, Reankylosen, narbige Verwachsungen, Knochenathrophien, Luxationen, Destruktion und Subluxation des Hüftkopfes durch langsamen Abrieb, Fortschreiten des Grundleidens (z.B. Osteoporose), Prothesenbruch, Abrieb des ganzen Acetabulums mit nicht selten nachfolgender Protrusio acetabuli endoprothetica, Schlottern der Prothese, Paresen und Nekrosen (MATZEN 1959, KING, KALLIO, STEIN, GÜNTZ und MAATZ, HACKENBROCH 1961, WITT 1963 u.ä.).

Den Grund für die Schenkelhalsathrophie, Sklerose und Nekrose sieht JUDET (1957) in der Gefäßverletzung während der Operation und durch vermehrten Druck, der sich über der unteren Corticalis des Schenkelhalses entwickelt. Die Nekrose der Hüftpfanne entsteht durch Abstützung des oberen Kopfpoles der Prothese, die schlecht in die Pfanne eingepaßt ist und deshalb nur an einem Teil von ihr genügend Kontakt findet, was zu einer höheren Flächenbelastung führt. Bei einem anderen Teil verhindern die überstehenden Ränder die Bildung von neuem Knorpel in der Pfanne.

Tabelle 4. (Behandlungsergebnisse)

PROTHESENTYP AUTOR	Zahl der behandelten Fälle Zahl der nachuntersuchten Fälle	SMITH-PETERSEN		JUDET u. a. Methacrylatproth.		Metallproth.		Huffend- Ersth.allg. CHAPCHAL 1958	TOTALS ENDERSOTH HUGGIER
		SMITH- PETERS	HEPP 1950	JUDET	ERHART HENTON	WITT 1963	STEIN 1962		
ACROBOLNTER INDICATIONEN		500		1130	35 30		251 139		
1) Schenkelkopfnakrose nach Schenkelhalsfraktur				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++	+++ 85%	(+++)
2) Schenkelhalsprothrose nach Schenkelhalsfraktur				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
3) Frische Brüche				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
4) Posttraumatische Fälle (s.B. Veränderungen des Hüftkopfes)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
5) Luxationen und Subluxationen				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
6) Angeborene Hüftluxationen				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
7) Ausschleichen einer frakturierten oder schmerzhaften Arthropl.				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
8) Protrusio acetabuli				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
9) Coxarthrose (= malum coxae senile, arthrosis deformans)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
10) Coxa plana und Luxationsarthrose				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
11) Polygestandete nach epiphyseolysis capitis femoris				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
12) Coxa vara adultum und M. Perthes				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
13) Alter entzündlicher Prothes				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
14) Sek. arthrotische Fälle (proliferativer, degenerativ sirkulärer Art)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
15) Ankylosen verschiedener Art (s.B. M. Bechterew)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
16) Tumoren, pathologische Frakturen, Metastasen				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
17) Chron. Deformationen beim Spastiker und Säuglingscoxit				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
18) M. Parkinson				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
19) Alte Patienten, die nicht lange inaktiv sein dürfen				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
20) Dysplasie				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
21) Rheumatische Polyarthrit				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
22) Bilaterale Endoprothesen bei Steifen nach Polyarthrit				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
23) " " " bei Coxarthrose				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
24) " " " bei doppelseitiger protrusio acetabuli				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
25) " " " bei doppelseitigen Ankylosen (s.B. M. Bechterew)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
26) " " " bei doppelseitiger Hüftsteife mit Ad- und Abduktorenkontrakturen				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
27) 280 (s.B. alte abgelaufene coxitis tuberculosa)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		
28) Arthritis (s.B. n. Fraktur, n. Infektion, Polyarthrit, Spondylarthrit)				+++ (+++)	+++ (+++)	+++	+++		

BEHANDLUNGSEBENISSE

+++ = sehr gut
 +++ = gut
 ++ = befriedigend
 - = schlecht

Mechanische und biologische Grundlagen des normalen und pathologischen Hüftgelenkes

Der Aufbau des normalen Hüftgelenks:

Das Hüftgelenk ist ein Nußgelenk, das sich zusammensetzt aus Hüftgelenkkopf, der in 70% der Fälle nicht eine Kugel, sondern ein Rotationsellipsoid ist (beim Mann beträgt der durchschnittliche Radius 26 mm, bei der Frau 24 mm) mit einem Quotienten der Radien von 1,02 (RYDELL), und Hüftpfanne, dem Acetabulum. Das Acetabulum ist nicht vollständig mit Knorpel ausgekleidet, sondern nur im Bereich einer sichelförmigen Fläche. Der durchschnittlich 1 mm starke Knorpel besitzt in begrenztem Maß die Fähigkeit zur Selbstheilung.

An den Pfannenrand setzt sich das Labrum acetabulare, ein faserknorpeliger Ring an. So können zwei Drittel des Femurkopfes bedeckt werden. Obwohl der knöcherne Rand der Pfanne nach unten zu eine Inzisur trägt, fällt dies praktisch für den Halt des Pfannenrandes nicht ins Gewicht, da das Ligamentum transversum diesen Einschnitt überbrückt, über welches das Labrum hinweg zieht (KIRSCHNER). Durch das noch übrigbleibende Fenster zieht das Ligamentum teres, welches an der Kopfmittle anhaftet.

Wesentliche Bedeutung haben am Hüftgelenk die Kapsel mit ihrer Innenauskleidung, der Synovia, die die Synovialflüssigkeit produziert, und ihre Verstärkungsbänder, weil die Belastung an sie besondere Aufgaben stellt und ihre Insuffizienz sich in entsprechenden pathologischen Veränderungen bemerkbar macht.

Die Kapsel entspringt am knöchernen Rand des Acetabulums, reicht weit nach distal, bedeckt den ganzen vorderen Teil des Schenkelhalses und sie setzt an der Linea intertrochanterica an. Dorsal reicht die Kapselgrenze nicht so weit distal. Dadurch bleibt der distale Teil des Halses extrakapsulär. Die Epiphysenlinie liegt aber intrakapsulär (KIRSCHNER).

Die Kapsel wird durch verschiedene Bänder verstärkt (zona orbicularis, lig. iliofemorale, lig. pubofemorale und lig. ischiofemorale). Das wichtigste dieser Bänder ist das lig. iliofemorale (BERTINI), das schraubenförmig von der Gegend der spina iliaca ventralis inferior nach der Linea intertrochanterica zieht. Sein

äußerer und innerer Rand sind besonders stark. Dieses Band verhindert die Überstreckung des Hüftgelenkes bei entspannter Hüftmuskulatur.

HIRSCH hat in einer Untersuchung festgestellt, daß bis zum Alter von 60 Jahren die Widerstandskraft des Oberschenkelhalses gegenüber der Druckbelastung die gleiche auf der rechten wie auf der linken Seite ist. In späterem Alter kann die Widerstandskraft auf einer Seite ganz wesentlich abnehmen. Dieser Umstand kann von klinischer Bedeutung für die Erklärung von Schenkelhalsbrüchen sein.

Die wichtigsten Blutgefäße für den Hüftgelenkkopf sind die Aa. circumflexae femoris tibialis et fibularis. Sie folgen dem lateralen Kapselansatz am Schenkelhals, von wo aus sie ihre Äste abgeben. Diese sind dann in den Falten der Kapselinnenhaut, unter der Synovia(JUDET 1957), rückläufig, indem sie den Hals begleiten und hier durch die Foramina nutricia in den Knochen eindringen. Der mediale, dorsale und laterale Schenkelhalsanteil, sowie ein Großteil der unteren Hemisphäre des Kopfes werden vom Ramus profundus Aa. circumflexae femoris tibialis versorgt, während dem Ramus ascendens circumflexae femoris fibularis der untere Teil der vorderen Seite in der Versorgung zukommt. Der antedorsale Anteil des Schenkelhalses erhält einen oder zwei Äste (R. nutritius colli interosseus) vom Ramus nutritius intertrochantericus. Letzterer verläuft als Abzweigung der A. circumflexa femoris tibialis in der Fossa intertrochanterica, die Kapsel durchdringend, im Canalis nutritius proximalis distalwärts (SCHOCH).

Die Nerven zum vorderen Umfang der Kapsel kommen aus dem N.femoralis und dem N. obturatorius, diejenigen zum hinteren Umfang der Kapsel aus dem N. ischiadicus.

Die Ernährung der Hüftpfanne erfolgt aus fünf verschiedenen Blutstromgebieten heraus (von LANZ).

"Zahlreiche Muskeln bewegen in sinnvollem Zusammenspiel das Bein im Hüftgelenk zwischen leichter Überstreckung und spitzwinkliger Beugung und führen gleichzeitig An- und Abspreiz- sowie Roll- und Kreiselbewegungen durch.

Von besonderer Bedeutung für die Stabilität des Hüftgelenkes sind

die Mm. gluteus medius et minimus und deren Gegenspieler, die Adduktorengruppe (MATZEN 1959)".

Die mechanischen Grundlagen des normalen Hüftgelenks

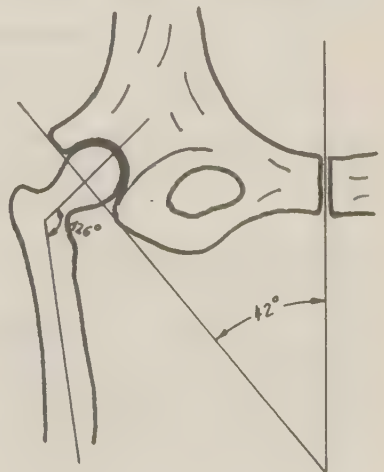
Die Mechanik der Hüfte ist von allen Gelenken am genauesten untersucht worden, so z.B. von STRASSER, FICK, CHARNLEY, INMAN und PAUWELS.

Die Lage des Hüftgelenkes in bezug auf die drei Körperebenen und die Stellung der beiden Gelenkkörper zueinander sind einer normalen Schwankungsbreite unterworfen. Die Öffnung des Azetabulums, das einem Hohlkugelabschnitt von 170 - 180 Grad mit einem Krümmungsradius von 24 - 26 mm entspricht, zeigt nach außen unten.

"Die durch den Rand des Azetabulums gelegte Ebene ist die Pfanneneingangsebene. Sie bildet mit den drei Körperebenen bestimmte spitze Winkel. An weiblichen Becken ist die Pfanneneingangsebene stärker in Richtung auf die Frontalebene verschoben als am männlichen Becken. In bezug auf die Sagittalebene bildet die Pfanneneingangsebene einen Winkel von 40 Grad, bei der Frau von 43 Grad (MATZEN 1959)". (Durchschnitt 42 Grad).

Am normalen Hüftgelenk bildet die Längsachse des Schenkelhalses mit der Achse des Femurschaftes einen Winkel von etwa 126 Grad (extrem 115 - 140 (nach von LANZ u. WACHSMUTH)), den Schenkelhals-Schenkelchaftwinkel. Er ist beim Mann in der Regel etwas größer als bei der Frau. Die Schenkelhalsachse steht dabei fast senkrecht zur Pfanneneingangsebene. Die Schenkelhalsebene bildet mit der Frontalebene durchschnittlich einen Winkel von 12 Grad (extrem

Abb. 2: Normales Hüftgelenk



4 bis 20 Grad (nach von LANZ u. WACHSMUTH).

Man bezeichnet ihn als die physiologische Antetorsion des Schenkelhalses.

Die Angaben, die alle Durchschnittswerte sind, beziehen sich auf das normale Hüftgelenk eines Erwachsenen.

"Anders sind die Verhältnisse beim Kind, und ganz besonders während der Ontogenie. Die Kenntnis der Form- und Stellungsveränderungen der Gelenkkörper in dieser Zeit fördert das Verständnis für das Entstehen und für die Behandlung der angeborenen Hüftluxationen (MATZEN 1959)".

Für die valgisierende und antetorquierende umwegige Entwicklung des Schenkelhalses konnte von LANZ einzelne Muskeln im embryonalen Leben verantwortlich machen. Für die umwegige Pfanneneingangsebene ließ sich ein derartiger Nachweis noch nicht erbringen (BÜSHELBERGER in MATZEN 1959).

Beweglichkeitsmaße des normalen Hüftgelenkes (nach MATZEN 1959)

Beugung :	bis 60°	Überstreckung :	15-20°
Streckung:	bis 180°	aus leichter Abduktion:	45°
Adduktion:	40 - 50°	(bei gestreckter Hüfte und bei rechtwinklig gebeugtem Knie).	
Abduktion:	50 - 60°		
	50 - 70°	(rechtwinklig gebeugte Hüfte und rechtwinklig gebeugte Knie)	
Außenrotation:	30 - 40°	(gestreckte Hüfte)	
	40 - 60°	(gebeugte Hüfte und gebeugtes Knie)	
Innenrotation:	20 - 30°	(gestreckte Hüfte)	
	30 - 40°	(gebeugte Hüfte und gebeugtes Knie)	

PAUWELS hat die auf den Hüftkopf einwirkende Kraft in Druck- und Scherkraft zergliedert.

Wäre der Schenkelhals-Schenkelschaftswinkel 180 Grad, so wäre die Scherkraft 0 und die Druckkraft 100 %. Bei einem Schenkelhals-Schenkelschaftswinkel von nur 90 Grad betrüge die Druckkraft 0 und die Scherkraft 100%.

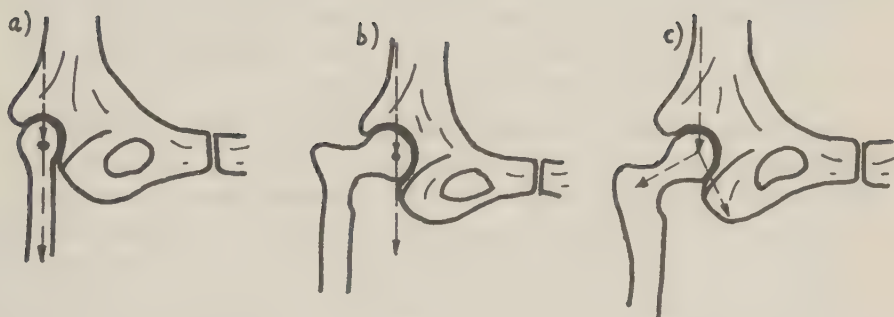


Abb. 3 (a. SCHENKELHALS-SCHENKELSCHAFTWINKEL 180°
 b. SCHENKELHALS-SCHENKELSCHAFTWINKEL 90°
 c. SCHENKELHALS-SCHENKELSCHAFTWINKEL normal, d.h. ca. 126° .)

Beim normalen Schenkelhals-Schenkelschaftswinkel sind Druck- und Scherkraft etwa gleich groß.

Während des ruhigen Stehens trägt jedes Hüftgelenk annähernd das gleiche Gewicht. Der Druck auf den Schenkelhals ist nach PAUWELS, KALLIO, RYDELL u.a. nicht nur das halbe oder ganze Körpergewicht, sondern hinzu kommt noch die Kraft der Abduktion, die nötig ist, um das Becken zu stabilisieren. Der tatsächlich einwirkende Maximaldruck wurde von den Autoren verschieden angegeben.

Nach ENDLER und PAUWELS beträgt er beim normalen Gang das 4,5 fache des Körpergewichts und sinkt beim seitlichen Hüftthinken bei einer 57,8 kg schweren Versuchsperson auf ca. 100 kg ab.

SCHOCH gibt den Maximaldruck bei normaler Schenkelhalslänge mit dem 3 fachen des Körpergewichts an. Bei verkürztem Schenkelhals steigt der Druck sogar auf das 5 - 6 fache.

Ein Sprung aus 1 m Höhe belastet das Hüftgelenk mit einem Druck von 785 kg (KRÜGER).

Um sich ein genaues Bild von der Kraft zu machen, die beim Stand auf einem Bein und bei Bewegung auf den Schenkelhals einwirkt,

führte RYDELL ein Experiment durch, bei dem er zwei Patienten eine Hüftendoprothese einsetzte, die auf elektronischem Weg die tatsächlich einwirkende Kraft maß. Sie betrug beim Stand auf einem Bein mit der Prothese beim 1. Patienten das 2,3 fache und beim 2. Patienten das 2,8 fache des Körpergewichts.

Als Begründung, warum die experimentellen Ergebnisse von RYDELL höher liegen als seine theoretischen (beim 1. Pat. ergab sich theoretisch eine Belastung von 1,8 fachem Körpergewicht und beim 2. Pat. von 2,0 fachem Körpergewicht bei Stand auf dem Prothesenbein) gibt er die einwirkende Muskelkraft an.

In seinem Experiment zeigte er ferner bei einem Patienten, der mit einem Stützstock ging, daß die Kraft auf die Prothese geringer wurde, wenn der Stock in die gegenüberliegende Hand genommen wurde.

Seine Untersuchung ergab weiter, daß der Auflagepunkt nicht der gleiche wie der Druckpunkt ist. Aber weil der Druckpunkt zwei glatte Flächen berührt, muß er der Mittelpunkt der Berührungsfläche sein.

Die Reibung spielt eine entscheidende Rolle bei der einwandfreien Funktion des Hüftgelenkes. Vergrößert sich der Reibungswiderstand, kommt es zu Schmerzen und Oberflächenläsionen des durchschnittlich 1 mm starken Gelenkknorpels (HUGGLER, DUFF-BARCLAY).

Zum Teil ist der pathologisch veränderte Knorpel auch Ursache der zunehmenden Reibung. Die Synovialflüssigkeit dient zur Schmierung des Gelenks. CHARNLEY konnte zeigen, daß die Synovialflüssigkeit nicht nur nach hydrodynamischen Gesetzen schmiert, sondern im Sinne einer Grenzflächenschmierung die Knorpelflächen überzieht (HUGGLER 1963, DUFF-BARCLAY, RUCKELSHAUSEN).

"Dabei ist die chemisch-physikalische Affinität des Schmiermittels zu den reibenden Oberflächen von ausschlaggebender Bedeutung. Das Schmiermittel bildet über der Gelenkfläche einen monomeren Film (Mucopolysaccharide, Hyaluronsäure), wobei die freien Enden der Moleküle mit der Gegenseite (wo ein ebensolcher Überzug besteht) dank einer leichten gegenseitigen Anziehung zwischen den Massenteilchen in Kontakt treten. Dadurch entsteht das Phänomen der geringen Reibung, die als besonders charakteristisches Merkmal unse-

rer Gelenke imponiert (HUGGLER und FRANCILLON 1963)".

Den Reibungskoeffizienten des normalen Hüftgelenks geben HUGGLER (1963) mit $\mu = 0,01 - 0,02$ an, JONES (1934 u. 1936) und CHARNLEY (1961) mit 0,02, RYDELL mit $< 0,01 - 0,02$.

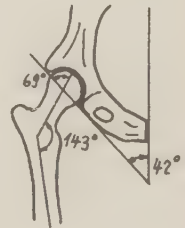
Mechanisch-biologische Grundlagen des pathologischen Gelenkes

Ändert sich auf Grund eines Krankheitsprozesses oder Traumas der Schenkelhals-Schenkelchaftswinkel, die Länge des Schenkelhalses, das Kongruenzverhältnis von Hüftkopf und Hüftpfanne (z.B. durch Subluxation, degenerative Prozesse, Nekrosen an Pfanne oder Kopf), so kommt es zu einer pathologischen Druckbelastung. Ebenso wenn es sich um angeborene Veränderungen handelt (HACKENBROCH 1954 u.a.).

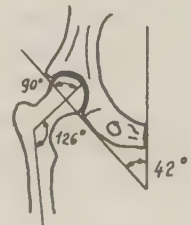
Das Gelenk wird schmerzhaft, der Patient humpelt, wodurch das andere Hüftgelenk und die Wirbelsäule mehr belastet werden (KALLIO).

Von LANZ und PAUWELS haben die verschiedenen Belastungsflächen bei verschiedenen Auftreffwinkeln des Hüftkopfes auf der Pfanne dargestellt (Abb. 4)

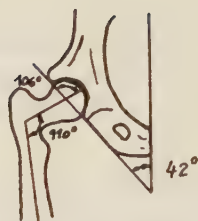
- a) Bei normaler (42 Grad) Pfanneneingangsebene und einer Coxa valga mit einem Schenkelhals-Schenkelchaftswinkel von 143 Grad beträgt der Auftreffwinkel nur 69 Grad (normal ca. 90 Grad).



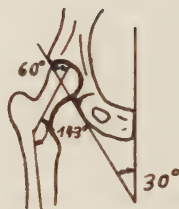
- b) Bei normaler Pfanneneingangsebene und normalem Schenkelhals-Schenkelchaftswinkel von 126 Grad ist der Auftreffwinkel nahezu ein rechter.



- c) Bei Coxa vara (Schenkelhals-Schenkelchaftswinkel 110 Grad) und normaler Pfanneneingangsebene (42 Grad) beträgt der Auftreffwinkel 106 Grad.



- d) Bei "steiler Pfanne" (Pfanneneingangsebene 30 Grad) und gleichzeitiger Coxa valga (Schenkelhals-Schenkelchaftswinkel 143 Grad)



ist trotz idealer Kongruenz der Gelenkkörper die Belastungsfläche vermindert.

Der kleine Auftreffwinkel bei Coxa valga mit "steiler Pfanne" (Abb. 4 d) wird durch eine Deformierung des Schenkelkopfes nochmals erheblich vermindert. Die Druckaufnahmezona ist nur noch ganz schmal. Die Druckbelastung am Pfannendacherker pathologisch groß. Die Druckspannung, die Wirkungslinien der Druckkraft, lässt sich aus der Körperreaktion, der Sklerose des Pfannendaches, regelrecht ablesen. Dort, wo die Druckspannung am größten ist, baut sich ein regelrechter Sklerosekeil auf, der den Drucklinien auch im Feinbau des Knochens völlig entspricht.

Mechanisch - biologische Probleme der Hüft-Alloplastik

Ein Fremdkörper ist eine im menschlichen Körper befindliche Substanz, die dieser nicht ohne weiteres in die biologische Funktion der Zellen und des Zellganzen einbauen kann; auf die er in den meisten Fällen mit einer örtlichen Gewebereaktion entzündlicher Natur reagiert (METZNER, LINDNER und SCHWAIGER). Aus diesem Grund versucht der Körper diese Substanzen zu resorbieren, abzukapseln oder auszustoßen.

Das Ausmaß der Körperrelation hängt u.a. von dem Implantationsort (z.B. Periost oder Subkutis) ab.

Oft kommen die Zellveränderungen erst dann zustande, wenn das alloplastische Material einen Zermürbungs- oder Lösungsschaden erleidet (BÜCKLE DE LA CAMP).

Die Ursache der Fremdkörperwirkung kann eine mechanische, biologische, chemische oder physikalisch-chemische Reizwirkung sein.

Die Gewebereaktion ist nicht gleichbedeutend mit biologischer Schädigung. Die Einwirkung des Fremdkörpers auf das Leben der Zellen bedeutet aber eine Beeinträchtigung der Zellvitalität (SCHOCH).

Histologisch sind die Fremdkörper durch Wucherung bindegewebiger Zellelemente (Granulombildung), die Bildung von dichten leukozytären Infiltraten und Riesenzellen charakterisiert, in späteren Stadien durch die Bildung eines zellreichen und massiven leukozytären und rundzelligen Infiltrates durchsetztem Bindegewebe. (LINDNER und SCHWAIGER).

Manche postoperativen Gelenkschmerzen können durch materialbedingte Gewebereizungen bedingt sein (ENDLER).

Bei Metallen, die zur Alloplastik benutzt werden, scheint eine Resorption ausgeschlossen.

"Eine Ausnahme macht das Magnesium, welches ausgezeichnet resorbiert wird, wobei die normalen Kalziumsalze des Körpers zeitweise durch Magnesiumsalze substituiert werden (METZNER)".

Aus vielfach beschriebenen Erfahrungen ist bekannt, daß der Körper

das Metall abzukapseln versucht (METZNER).

"Diese Reaktion des Körpers dem Metall gegenüber ist unwirksam, da die Kapsel wie der übrige Körper leitend ist und aus diesem Grund die beim galvanischen Stromfluß entstehenden Ionen in das umliegende Gewebe weiterleitet. Durch den dauernden elektrischen Reiz der Ionenwanderung und das damit verbundene Anreichern des umliegenden Gewebes mit Metallionen (meist Oxyden, Hydroxyden, Chlorverbindungen) dürfte über einen längeren Zeitraum hinweg das umliegende Gewebe mehr und mehr geschädigt werden, so daß es langsam zu einer Nekrose kommt. Im Knochen dürften die Verhältnisse noch ungünstiger liegen, da hier nicht Zelle an Zelle grenzt, sondern jede Zelle von zelloser Knochensubstanz umhüllt ist; dadurch dürfte die Zellregeneration und die Überwindung der Noxe durch die Ionen oder deren chemische Verbindungen schwerer sein als in einem Gebiet, wo Zelle an Zelle liegt (METZNER)".

Durch die wechselseitige Reaktion von Fremdkörper und Körper kommt es auch zur Korrosion des Materials, die umso stärker wird, je größer die Oberfläche des Materials ist (SCHOCH) (1963).

Bei der wechselseitigen Reaktion muß man grundsätzlich die Schäden auseinanderhalten, die der Fremdkörper in seinem Gefüge erleidet und die, die er im menschlichen Gewebe hervorruft (BÜCKLE DE LA CAMP 1958).

Nach NIEDERECKER (1955) wird es zwischen dem lebenden Körper und dem alloplastischen Material nie zu einer festen Verbindung kommen, selbst wenn die Prothesen in Richtung der einwirkenden Kräfte eingesetzt werden.

Sicher ist, daß bestimmte Belastungsgrößen und -richtungen im Laufe der Zeit Veränderungen am Knochen verursachen. Hierbei kann es sich um Knochenabbau durch Druckresorption am Endoprothesenaufsitz handeln oder um die Entwicklung einer neuen knöchernen Druckaufgangzone an der Gelenkpfanne und am Prothesenaufleger.

"PAUWELS hat als das Hauptproblem der Endoprothesen-Arthoplastik bezeichnet, 'wie der Knochen darauf reagiert', daß die Prothese eine Belastung auf den Schenkelhals überträgt, die nicht seiner physiologischen Belastbarkeit entspricht (MITTELMEIER und SINGER)".

Um nachteilige Veränderungen möglichst auszuschalten, wird eine richtige Hebelarmlänge (Schenkelhals lang), gute Kongruenz zwischen Kopf und Pfanne angestrebt und damit eine gleichmäßige Druckverteilung. Daneben ist die Berücksichtigung der Valgidityt, Korrektur der Antetorsion und die Beseitigung nicht stützfähigen Knochengewebes sehr wesentlich (HACKENBROCH 1961, HUGGLER 1963).

Meist kann das stützunfähige Gewebe bei einer Endoprothese gar nicht ganz entfernt werden, da bei pathologischen Prozessen des Kopfes die Pfanne häufig schon mit geschädigt ist und Härteunterschiede (z.B. infolge von Knochenzysten) aufweist (RUCKELSHAUSEN).

Die funktionelle Belastbarkeit und die mechanische Beanspruchung des knöchernen Lagers und des Weichteillagers spielen für den Dauerbestand eine oft noch größere Rolle als die Gewebeverträglichkeit (BÜRKLE DE LA CAMP 1958, EMNEUS 1961).

"Viele Fehlergebnisse erklären sich allein aus ungenügenden gelenkmechanischen Notwendigkeiten, aber nicht alle (HACKENBROCH 1961)".

"Die mechanische Wirkung erfolgt durch Druck auf das Lagergewebe, durch Verdrängung des umgebenden Gewebes und durch die jedem Fremdkörper eigene, eine vorwiegend bindegewebige Reaktion auslösende Reizung. Die Allentese wirkt also allein schon durch ihre Anwesenheit als Fremdkörper auf ihr Lager.

Hinzu kommt noch die durch die Operation verursachten Zerstörungen der Gefäße, der Gewebe, des Lagers und des operativen Zugangs (BÜRKLE DE LA CAMP 1958) und HACKENBROCH (1961).

Bei mechanischer Gewebsüberlastung können an den neugebildeten bindegewebigen bzw. faserknorpeligen Gelenkabschnitten und der sich neugebildeten Synovia der Kapsel, neben den entzündlichen, degenerative Veränderungen eintreten. So wird an besonders überlasteten Stellen (z.B. Schenkelhals) der Bindegewebsüberzug der Prothesenaufgestelle zerstört und das Knochengewebe bloßgelegt. Es wird teilweise resorbiert und der gute Halt der Prothese läßt nach. Bei einem Teil der Patienten beobachtete man die Lockerung des Prothesenstiemes, was durch Druckresorption des Knochengewebes an den belasteten Knochenflächen verursacht wurde (RUCKELSHAUSEN, HACKENBROCH 1961, SCHOCH, MITTELMEIER und SINGER).

HACKENBROCH hat auf eine in Längsrichtung des Schenkelhalses fortschreitende Knochenresorption hingewiesen, wodurch der Schenkelhals erheblich verkürzt wird und der Prothesenstiel schließlich die laterale Schenkelhalskortikalis durchstößt.

Um die Knochenüberlastung zu vermeiden, wählte man statt der geraden Auflage der Endoprothese auf dem resezierten Schenkelhals eine schräge und zementierte den Prothesenstiel mit Palacos (einem Methacrylat) ein (MITTELMEIER und SINGER).

Hat die Prothese keinen guten Sitz in der Gelenkpfanne, kommt es zur Entwicklung von Schliffurchen an Gelenkpfanne und Prothesenkopf.

Die Gelenkveränderungen brauchen nicht nur degenerativer Art zu sein. Das Hüftgelenk kann auch mit einem vermehrten osteoarthrotischen Reiz und erheblicher Randwucherung auf das Einsetzen der Endoprothese antworten.

MITTELMEIER und SINGER haben die zwischen Endoprothese und Knochengewebe auftretende Bindegewebsbildung histologisch untersucht, um klarzustellen, ob es sich dabei um die Folge von Ernährungsstörungen, fremdkörperbedingte (toxische) Stoffwechselstörungen der Knochenzellen oder um mechanische und entzündliche Knochenstrukturen handelt. Ihre Untersuchung ergab, daß es sich um eine mechanische Einwirkung der Prothese auf das umgebende Gewebe handelt.

Durch diese Veränderung wird die Funktionstüchtigkeit der Gewebe und der Endoprothese herabgesetzt, und es treten häufig schmerzhafte Reizzustände auf (MITTELMEIER und SINGER, LANGE 1962, HOHMANN, D. u.a.).

Durch einen zu kleinen Kopf in einer größeren Pfanne erhöht sich der Flächeneindruck. Es treten Knorpel-, später Knochenschwund bei gleichzeitiger Sklerosierung auf (HOHMANN, D.u.a.).

Wesentlich bei der mechanisch-biologischen Auseinandersetzung ist die Reibung (CHARNLEY 1961, HUGGLER 1963, RUCKELSHAUSEN).

Die Fremdkörperreaktion hängt sehr stark vom Material ab. Die Gewebeverträglichkeit des Methacrylats wurde von ENDLER (1953),

WILTSE (1955), MITTELMEIER und SINGER (1956), HULLIGER (1962) u.a. untersucht. Das Monomer dieser Verbindung zeigt an Gewebekulturen (Fibrozyten) toxische Eigenschaften, während das Polymerisationsprodukt im Endzustand - um das es sich bei den Methacrylatprothesen in der Hauptsache handelt - als inert bezeichnet werden kann.

DEBRUNNER, HUGGLER u.a. weisen darauf hin, daß sie bisher im Körper fast keine Fremdkörperreaktionen bei Methacrylat nachweisen konnten.

(Die spezifischen Fremdkörperreaktionen der verschiedenen Materialien werden in den entsprechenden Kapiteln abgehandelt.)

"Die biologische Wirkung wird durch das Fremdkörpermaterial auf die Vitalität des menschlichen Gewebes ausgeübt. Diese braucht nicht unbedingt eine schädigende zu sein. Wir wissen z.B., daß sich entlang einer Polymethacrylatprothese in einem Knochendefekt lebender funktionstüchtiger Knochen bilden kann, wie das HEINZE gezeigt hat.

Die biologische Wirkung kann sich aber auch nachteilig darstellen (wie oben schon kurz erwähnt), so z.B. reaktive Wucherungen an Knochen- und Nearthrosenrändern infolge des ausgeübten Fremdkörperdruckes, der an sich gering sein kann. Diese Erscheinungen sind bei metallischen Allenthesen offenbar stärker als bei den Plasten.

Die biologische Wirkung hängt eng zusammen mit der chemischen und der physikalisch-chemischen, die wiederum in einem gegenseitigen Abhängigkeitsverhältnis zueinander stehen. Je stärker der Fremdkörper der Auflösung oder Zersetzung unterworfen ist, bei der die Körpersäfte eine Rolle spielen können, um so deutlicher ist die Beeinträchtigung der Lebensfähigkeit der ihn umgebenden Zellverbände (BÜRKLE DE LA CAMP 1958)".

Die postoperativ entstehenden Schmerzen sind zum Teil auf die Veränderung des pH-Wertes zurückzuführen. Durch die Verletzung kommt es vielfach zu einer Degeneration des Knorpels (SCHOCH, EMMEUS u. a. (s.o.)). "Die Knorpelnekrose ihrerseits ist dann wiederum die Ursache der intraartikulären pH - Veränderung; indem durch die abgebauten Zellen Albumine frei werden, wodurch der Grad der Azidität der Synovia verändert wird. Es entstehen dadurch aseptische

Reizung und eine Veränderung in der Viscosität der Synovialflüssigkeit, die dann in diesem Circulus vitiosus in pathologischen Mengen produziert wird.

Daß in solchen Fällen neben der aseptischen Reizung noch eine mechanische Spannung der Kapsel für die Intensität der Schmerzen verantwortlich ist, bedarf keiner weiteren Erklärung (SCHOCH)".

Zu den biologischen Wirkungen der Fremdkörper gehört auch die mögliche maligne Entartung des neugebildeten Gewebes.

KLEINSCHMIDT beobachtete ein durch Zelluloid erzeugtes Carzinom. Zelluloid wird aber heute nicht mehr eingepflanzt (BÜRKLE DE LA CAMP).

CONTZEN (1962) hat an Tieren (RATTEN) ausgedehnte Untersuchungen über die mögliche Krebsentstehung durchgeführt. "Aufgrund früherer Beobachtungen bei Tierversuchen (TURNER 1941, OPPENHEIMER 1948 u. 1952, ZOLLINGER 1952, DRUCKREY und SCHMÄL 1952 u. 1954, LASKIN, ROBINSON und WEIMANN 1954) erschien die Annahme einer spezifischen kanzerogenen Wirkung verschiedener Kunststoffe berechtigt.

NOTHDURFT konnte 1955 nachweisen, daß bei Mäusen und Ratten nach subkutaner Injektion sowohl von Kunststoffen als auch von Gold, Platin, Silber und Elfenbein jeweils in Form dünner Scheiben, Sarkome auftraten (CONTZEN)."

Zahlreiche weitere Versuche NOTHDURFTs führten dann zu den gleichen Ergebnissen, die CONTZEN an Ratten machte: daß eine mögliche Krebsentstehung nicht durch die chemischen, sondern vorwiegend durch physikalische Eigenschaften des Implantates, insbesondere durch dessen Größe und Form ausgelöst wird. Diese Tatsache gilt nicht nur für Kunststoffe, sondern ganz allgemein für jedes dauerhafte Implantat.

Die zu Krebsauslösung bei einem erwachsenen Menschen nötige Implantatgröße wird von den verwendeten Prothesen nicht erreicht (CONTZEN).

"Obwohl bisher im Weltschrifttum keine Mitteilung über eine Tumorfrequenz durch implantierte Kunststoffe erfolgte, weist OETTEL im Hinblick auf die Tierversuche darauf hin, daß bei Jugendlichen

keine großflächigen Kunststoffimplantate verwandt werden sollen (CONTZEN)".

Angaben über Allergien sind bei den heute gebräuchlichen Materialien (z.B. Methacrylat, Polyfluorolefine, Edelstahl und Vitallium) in der Literatur nicht angegeben.

Im Laufe der Entwicklung der Hüftalloplastik sind einzelne Methoden wegen der ungünstigen mechanisch-biologischen Wirkungen geändert oder aufgegeben worden. So ist es bei der straff dem Hüftkopf aufsitzenden Kappe nach SMITH-PETERSEN (erst aus Metall, später aus Kunststoff) häufig zum Absterben und Umbauvorgänge des unter der Kappe eingeschlossenen Knochen- und Knorpelgewebes gekommen (KALLIO). Die SMITH-PETERSEN Alloplastik machte eine direkte Verwachsung der Knochenflächen zwar unmöglich, schloß aber die Bildung paraartikulärer Knochenwucherungen nicht aus. Der Erfolg war nicht selten Abstoßung des Fremdkörpers und Funktionsminderung bis zur Versteifung (LANGE 1951).

Die anfangs zur Schmerzbeseitigung durch Denervierung ausgeführte totale Exstirpation der Gelenkkapsel ist inzwischen wieder verlassen worden, weil die erhoffte Schmerzfreiheit ausblieb (HEPP 1950), oder nur von befristeter Dauer war; hinzu kam, daß die Blutversorgung des Schenkelhalses gefährdet war (DÜBEN u.a.).

CHAPCHAL, SCHOCH u.a. entfernen die Gelenkkapsel nur teilweise und belassen sie am lateralen Schenkelhals, um eine genügende Gefäßversorgung zu gewährleisten.

Die ungünstige Auflage der ersten JUDET-Prothesen mit ihrer erhöhten mechanischen Knochenbelastung, die durch Prothesen mit schräger Auflagefläche des Kopfes ersetzt wurden, ist bereits erwähnt worden.

Muß die Hüftpfanne aufgebohrt werden (z.B. bei Mobilisierung von Arthrodesen), so erfolgen Umbauprozesse. Die Pfanne erweitert und vertieft sich im Laufe der Zeit, wobei die inneren Wände papierdünn werden können (CHAPCHAL 1958).

Im Gegensatz zu den mechanisch-biologischen Auseinandersetzungen der herkömmlichen Alloarthroplastiken hat die "Totale Endoprothe-

se" wesentlich bessere Eigenschaften. Veränderungen wie zwischen Kopf-Halsprothese und körpereigener Pfanne oder zwischen Pfannenprothese und lebendem Hüftkopf können nicht auftreten. Durch die Fixation des Prothesenstieles mit einem Methacrylat-Präparat ist eine gute Fixation möglich.

Doch kommt es noch zu Knochen- und Narbenwucherungen, die die einwandfreie Gelenkfunktion beeinträchtigen können (MÜLLER). Um diese Gefahr der "Totalen Endoprothese" zu vermeiden, umschließt MÜLLER seine Endoprothesen mit einer Silastic-Membran.

MÜLLER (1963) hat aber bei seinen Prothesen nach CHARNLEY nach ein oder zwei Jahren chronische, nichtinfizierte Exsudate vorgefunden. Die Ursache dafür vermutet er in einer Spätreaktion auf Methacrylat oder -CHARNLEY vermutet - auf das Teflon der Pfanne.

Mechanisch-technische Probleme der Hüft-Alloplastik

Die mechanisch-technischen Probleme hängen mit den mechanisch-biologischen eng zusammen. So sind sehr viele biologische Komplikationen auf mechanische und technische Fehler zurückzuführen. Sei es, daß das ausgesuchte Material biologisch nicht gut verträglich ist oder die Dauerbelastung nicht aushält; sei es, daß die Statik des normalen Hüftgelenks nicht genügend berücksichtigt und das Material zu sehr beansprucht wird und eine innere Gefügeänderung erfährt.

HACKENBROCH (1961) ist der Meinung, daß die mechanische Schwäche jeder Arthroplastik unter anderem darin liegt, "daß sie gewöhnlich nicht radikal genug sein kann, um alle gelenkmechanisch wichtigen Formänderungen gleichmäßig berücksichtigen zu können; denn sie ist notwendigerweise mit Verlusten an Knochensubstanz und damit an Hebelarmlänge verbunden. Da, wo sie versucht, radikal genug zu sein, wird sie vom Biologischen her gefährdet, da die regenerativen Kräfte nicht ausreichen".

Wesentlich für ein gutes Ergebnis ist die gute Einstellung und Befestigung der Prothese. Bisher fehlen "exakte statisch mechanische Untersuchungen über die Belastungsmechanismen und Verankerungsverhältnisse im Resektionsstumpf des Schenkelhalses (ENDLER 1953)".

Die auf den Prothesenstumpf einwirkende Kraft (Körpergewicht, Muskelkraft der Abduktion) kann man in zwei Komponenten zerlegen, so daß eine achsengerechte und eine senkrecht zu dieser verlaufende Kraft entsteht (s.o.). Letztere erzeugt an der Prothese ein Drehmoment, das den Prothesenkopf zu senken (im Sinne einer Coxa vara), die Stielspitze zu heben trachtet (SCHOCH, PAUWELS).

PAUWELS berechnete, daß vor allem Querdrucke sehr hohe Werte erreichen und am Kanaleingang am größten sind.

"Mit zunehmender Varusstellung wird der ungünstig wirkende Druck größer und gefährdet immer mehr die Ernährung, so daß der untere Stumpf der Resorption und Nekrose anheimfällt.

Der Prothesenstiel lockert sich dabei auf typische Weise, und zwar in Trichter- und Sanduhrform. Erstere zeigt sich vor allem in Fäl-

len, bei denen der Prothesenstift in der Kortikalis des Femurschaftes verankert ist (SCHOCH)".

Die großen Endoprothesen mit intramedullärer Verankerung reduzieren die varisierenden Kräfte, im Gegensatz zu den kleinen Endoprothesen, die im Schenkelhals befestigt werden (HUGGLER und FRANGILLON 1963).

CHAPCHAL (1951) und CHIARI (1952) machten den Vorschlag, den Kopfstift so steil einzusetzen, daß er an der untersten Kortikalis des Schenkelhalses entlang läuft und frei in der Spongiosa im Trochantermassiv endet. "Bei diesem Verfahren zeigten sich durch das Einsinken des Schenkelhalsstumpfes Verkürzungen von durchschnittlich 1-2 cm (SCHOCH)".

Aus diesem Grund reseziert SCHOCH den Hüftkopf nur teilweise. Die spätere Verkürzung um 1-2 cm führte dann zu physiologischen Maßen.

HACKENBROCH (1955) ist aber der Ansicht, daß sich sparsame Resektion (z.B. bei Arthrosen) mit Sicherheit nicht bewährt, da die Auflagestelle nekrotisiert und sich die Prothese lockert. Die Art und Beschaffenheit (Form, Konsistenz und Flächengröße) des Auflagers sind aber für gute Ergebnisse sehr wichtig.

SCHOCHS Nachuntersuchungen nach 4-6 Jahren (1956) ergaben, daß bei achsengerechter und leichter Varuseinstellung der Prothesen 84 % der Fälle eine Stellungsänderung durchgemacht hatten, bei Valguseinstellung nur 34 % der Fälle.

Verschiedene Autoren wandten gegen die Valguseinstellung ein, daß sie die Luxationsgefahr erhöhe und durch erhöhten Druck ungünstige schmerzhaftige Knochenveränderungen bewirkten.

SCHOCH wies aber in seiner Nachuntersuchung (1956) nach, daß "keine Knochenveränderung dem Valgusstand zugeschrieben" werden kann.

Die valgische Einstellung der Endoprothese, wodurch die ungünstige Schub- und Biegebeanspruchung, die im Körper auf das künstliche Gelenk einwirkt, wesentlich vermindert wird und eine gleichmäßige Druckverteilung auf das Prothesenlager entsteht, empfehlen neben SCHOCH, PAUWELS, STRACKER, ENDLER, CHAPCHAL, CHIARI, LANGE, HACKEN-

BROCH, MERLE DE AUBIGNE u.a..

Die Steilstellung und die später durch die Dauerbelastung eintretende Varisierung hängt auch mit der Materialfrage zusammen. Material wie z.B. Methacrylat ist empfindlich gegen Biege- und Scherkräfte.

Um das Material nicht zu sehr zu überlasten, ist es notwendig, die Prothese auf Druck zu belasten, d.h. der Prothese einen valgischen Sitz zu geben.

Bei Material wie Methacrylat stimmt MATZEN der Empfehlung SCHOCHS, PAUWELS u.a. (s.o.) zu. Bei Material, das höheren Biege- und Scherkräften standhält, ist er aber der Ansicht, daß aus funktionellen Gründen der normale Schenkelhalswinkel möglichst genau wiederhergestellt werden soll. Denn er stellte bei Prothesen mit valgischem Sitz fest, daß die Bewegungen "bis zu einem Winkel von ca. 45° ohne Widerstand erfolgen, daß aber dann ein elastischer Widerstand einsetzt, der durch die abnorme Anpassung der Hüftstrecker infolge der Änderung des Schenkelhalswinkels erklärt werden muß. Wird mit der Prothese der normale Schenkelhalswinkel wieder hergestellt, so fehlt bei passiven Bewegungen des Gelenkes bei Operationsende dieser elastische Widerstand."

MATZEN weist ferner darauf hin, daß die Steileinstellung nicht gleichbedeutend ist mit Valgisierung des wirklichen Schenkelhals-Schenkelschaftwinkels. "Die Prothese wird an der zentralen Lage möglichst weit nach medial gerückt und ihr Stiel verläuft dann etwa parallel dem Adam'schen Bogen, ja er kann diesem weitgehend angelehnt werden (MATZEN in HEINZE 1955", HUGGLER u. FRANCILLON 1963).

Um den Druck der Prothese auf ihr Lager am Schenkelhals zu vermindern, wird eine breite Auflagefläche vorgeschlagen (JUDET).

Die Fixierung des Prothesenstieles und der Pfanne (nach GÜNTZ und MAATZ oder bei der "Totalen Hüftendoprothese) erfolgt am besten mit einem Methacrylat-Präparat (z.B. Stellon, Pallacos) (HUGGLER und FRANCILLON, 1963 MÜLLER 1962 u. 1963, HOHMANN, D., CHARNLEY).

HUGGLERs Untersuchungen (1963) des genannten Materials ergaben, "daß das physikalische Verhalten, insbesondere der Elastizitätsmodul, demjenigen der Kompakta eines Oberschenkels nahe kommt".

Bevor die Prothesen fixiert wurden, bestand die Gefahr des Prothesenschlotterns mit nachfolgender Knochennekrose.

Die JUDET-Prothese aus Plexiglas hatte den Vorteil, daß man sie genau passend machen konnte.

Wesentlich ist auch die Frage der Kongruenz zwischen Prothesenkopf und Pfanne (HUGGLER und FRANCILLON, HACKENBROCH, WITT, JUDET, MERLE de AUBIGNE, CHAPCHAL u.a.).

WITT (1963) ist der Meinung, daß die Kongruenz so genau sein muß, daß es aufgrund der Adhäsion schwierig ist, die Prothese wieder aus dem Sog der Pfanne herauszubringen.

Existiert keine Kongruenz zwischen Kopf und Pfanne, ist die Druckverteilung unregelmäßig und an einzelnen Stellen höher als die maximal zulässige Materialfestigkeit. Wird der Zustand nicht geändert, entstehen mechanisch-biologische Veränderungen (s.o.).

Entknorpeln und Aufbohren der Pfanne zeigen keine guten Resultate und werden abgelehnt (SCHOCH, CHAPCHAL 1961).

Daraus folgt, daß ein serienmäßiges Sortiment von Endoprothesen mit verschiedenen Kopfdurchmessern vorhanden sein muß (HOHMANN, D.). Zu den technisch-biologischen Problemen gehört sicher die Operationstechnik z.B. die Wahl der Schnittführung (nach SMITH-PETERSEN, LANGE, LEXER-MURPHY, GIBSON, CHAPCHAL), die partielle Resektion der Gelenkkapsel (CHAPCHAL, SCHOCH, DÜBEN).

Ein weiteres Problem besteht in der optimalen Länge des Schenkelhalses. "Die ungünstige Reaktion des Schenkelhalses an den Auf- und Widerlagerstellen brachte die Ansicht mit sich, daß eine Endoprothese ein um so günstigeres Lager findet, je weiter man trochanterwärts geht (SCHOCH)". Aus diesem Grund resezierte SCHOCH u.a. anfangs den Femurkopf total.

Auch wenn sich der Endoprothesenkopf im Zentrum befand, verursachte der kurze Schenkelhals Instabilität hinsichtlich der Muskelfunktion, da dem Gelenk zusätzliches Gewicht auferlegt wird.

"Nach PAUWELS entspricht der Druck auf dem Schenkelhals der Summe des darauf lastenden oberen Körperanteils und der Kraft der Abduktion, die nötig ist, um das Becken zu stabilisieren. Bei normaler

Schenkelhalslänge ist der Druck dreimal das Körpergewicht. Bei verkürztem Schenkelhals kann der Druck sogar fünf bis sechsmal das Körpergewicht sein (SCHOCH)".

Die Ergebnisse MERLE DE AUBIGNES (1954) sprechen eindeutig für den langen Schenkelhals: Bei kurzem Schenkelhals waren 78% der Ergebnisse schlecht, 22% gut; bei langem waren 72% der Ergebnisse gut, 28% schlecht.

SCHOCHs Ergebnisse bestätigen diese Resultate und ergaben, "daß Schmerzen gerade beim Kurzhals durch Druck gegen die Pfannenecke auftraten".

Als wesentlichen Punkt sehen HACKENBROCH (1961) und HUGGLER (1964) die Lage der Endoprothese zum Trochanter major an.

"Durch das tiefe Einsetzen der Endoprothese, deren Kopfmittelpunkt dadurch unterhalb des Ansatzes der pelvitrochanteren Muskulatur zu liegen kommt, kann ein sog. Voss-Effekt erzielt werden. Sowohl die Adduktoren als auch der Iliopsoas und der Gluteus medius werden dadurch entspannt. Die daraus resultierende relative Instabilität des Hüftgelenkes hat bei einigen Patienten ein direktes DUCHENNE-TRENDELENBURG'sches Hinken zur Folge gehabt. Der Voss'-Effekt reduziert somit den Gelenkdruck beim Stand auf einem Bein derart, daß er in die Größenordnung des Körpergewichts zu liegen kommt (HUGGLER 1963)".

Von sehr großer Wichtigkeit ist die Materialfrage der Endoprothese. Es ist schwierig die Belastungen des Hüftgelenkes bei seinen verschiedenen Bewegungen zu rekonstruieren. Während einer Gangphase wird der gesunde Femur, ebenso auch die Endoprothese gleichzeitig auf Druck, Scherung, Biegung und Torsion beansprucht. Durch die Reibung entsteht Abrieb, der bei den für den Endoprothesenbau verwendeten Materialien sehr verschieden ist (DUFF-BARCLAY).

Neben der biologischen Verträglichkeit muß der Werkstoff die dauernde Belastung ohne nachteilige Änderung der inneren Struktur aushalten.

Das Material darf einmal keine wesentlichen entzündlichen Reaktionen mit Bildung von Fremdkörperriesenzellen hervorrufen, es darf nicht karzinogen wirken und keine Überempfindlichkeiten und Allergien auslösen. Zum andern muß das Material seine physikalischen

und chemischen Eigenschaften unter dem Einfluß der Körpersäfte bewahren (CONTZEN, BÜRKLE DE LA CAMP 1958).

Nimmt das Material zu viel Wasser oder Eiweiß auf (z.B. wenn das Material ein Polyamid ist), so werden die Molekularstruktur und damit auch in entsprechendem Maße die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Stoffes geändert (HARRISON, LEE VEEN und BARBERIO, SCALES nach CONTZEN). Dadurch kann sich die Beständigkeit, Belastbarkeit und die biologische Verträglichkeit verschlechtern.

"Zahlreiche experimentelle und klinische Erfahrungen haben übereinstimmend ergeben, daß die hydrophoben Kunststoffe (z.B. Dracon, Teflon) vergleichsweise am meisten chemisch stabil sind, die geringste Entzündungsreaktion auslösen, am wenigsten ihre Form und ihre Belastungsfähigkeit (Reißfestigkeit, sog. Elastizitätsmodul) ändern und in zweckentsprechender Verarbeitung und Formgebung auch die funktionell besten Dauerergebnisse erwarten lassen (CONTZEN)".

Viele der genannten Eigenschaften wies z.B. Plexiglas auf, doch erwies es sich der dauernden Beanspruchung nicht gewachsen. Da es häufiger zu Stielbrüchen kam, versah man den Plexiglaskopf mit einem Stahlkern.

Die Verbindung zweier unterschiedlicher Materialien warf neue Probleme auf. Die unterschiedlichen Materialeigenschaften können Spannungen verursachen. Diese sind die Ursache feiner und auch flächenförmiger Risse und Spalten, in denen sich Feuchtigkeitssniederschläge, Korrosionszeichen und Blutfarbstoff finden (BÜRKLE DE LA CAMP, 1958).

Schließlich führen die Spannungen zum Bruch der Endoprothese (RETTIG, KRÜGER). Diese Probleme scheinen aber weitgehend gelöst zu sein (HOHMANN, D., 1963).

Viele Materialien, besonders die Kunststoffe (z.B. Plexiglas), sind bei der einwirkenden Belastung nicht abriebfest genug (ENDLER,

HOHMANN, D., CONTZEN u.a.). Durch die dauernde Reibung an der Berührungsfläche der Endoprothese mit dem Knochen ist der Abrieb der Plexiglasköpfe relativ stark, der durch die wie Schmirgel abgeriebenen Partikel und zum anderen durch die daraus resultierende De-

formierung eine verstärkende Gewebereaktion mit Fremdkörperbildung auslöst (CONTZÉN). "Wie weit diese für Auftreten der Funktionsstörungen verantwortlich sind, ist im Einzelfall schwer zu entscheiden (REYNOLDS, MITTELMEIER und SINGER) nach (HOHMANN, D.)".

Zwar sind die technischen Daten der verschiedenen Materialien in entsprechender Literatur angegeben; doch handelt es sich um durchschnittliche statische Ergebnisse einzelner mechanischer Belastungen. Die Werte können voneinander abweichen, wenn das Material innerhalb einer Endoprothese oder bei verschiedenen Endoprothesen nicht von gleichbleibender Güte ist.

Die technischen Normzahlen geben also keinen direkten Aufschluß über die Maximalfestigkeit einer Hüftendoprothese, die von einer Reihe verschiedener Faktoren abhängt z.B. Materialstärke, Belastungsmechanismus, Auflager, Bauform und Materialermüdung (ENDLER 1953). Die Kräfte, die bei langjähriger Dauerbelastung auf die Prothese einwirken, wurden sehr häufig unterschätzt (KRÜGER).

"Besondere Verfahren der Materialprüfung haben in Dauerversuchen erwiesen, daß sich unter dem Einfluß periodischer Beanspruchung jedes toten Materials, ganz gleich welcher Art, wenn es über eine bestimmte untere Grenze, die sog. Dauerfestigkeit, belastet wird, seine Struktur ändert und gleichzeitig im Laufe der Zeit Festigkeit und Elastizität mehr oder weniger heruntergehen. Der Bruch eines Materials wird dann also durch vielfach wiederholte Schwingungen, Be- und Entlastungen zwischen bestimmten Spannungsgrenzen, von denen keine die absolute statische Bruchgrenze erreicht, herbeigeführt (KRÜGER)". So besitzt der Ermüdungsfaktor in Bezug auf die Dauerfestigkeit der Implantate eine besondere Bedeutung. ENDLER zeigt eindeutig, daß die in der Tabelle angegebenen technischen Festigkeitswerte z.B. bei Methacrylaten bei Dauerbelastung gegenüber den hohen Maximalbruchwerten bei den jeweiligen Belastungsformen (Zug, Druck, Schlag, Biegung usw.) absinken.

"Auf die Dauerbelastung im Körper bezogen, können wir aus den erhaltenen Bruchwerten ganz allgemein schließen, daß eine Endoprothese um so länger standhalten wird, je niedriger der Einzelbelastungswert ist. Er soll unter Einrechnung aller technischen Sicher-

heitsfaktoren 10 - 15% der maximalen Bruchlastwerte nicht überschreiten (ENDLER 1954)".

Die Bauform, die Oberflächengestaltung und die Bearbeitung des Stoffes sind andere materialtechnische Faktoren, welche die Dauerfestigkeit stark beeinflussen können; besonders, wenn es sich um wechselnde Belastung in Form von Stößen handelt (ENDLER).

So müssen scharfe Kanten vermieden werden, und die Oberfläche soll überall gerundet und spiegelglatt geschliffen sein, da auch die mikroskopisch feinen Verletzungen und Rauigkeiten die Reibung vergrößern und zu Spannungserhöhungen führen, die den Beginn des Dauerbruches bilden. Dieser schreitet dann allmählich weiter fort, bis der Restquerschnitt nicht mehr in der Lage ist, die Last zu tragen (KRÜGER, ENDLER).

NITSCHKE weist darauf hin, daß sich beim spanlosen Formen plastischer Kunststoffe je nach den Fließbedingungen des Materials und der Form der Endoprothese die verschiedenartigsten Ordnungszustände herausbilden, die außerordentliche Unterschiede in den Eigenschaften aufweisen können.

Neben Plexiglas, das auch mit Stahlstift häufig versagte, werden Endoprothesen aus nicht rostendem Stahl und Vitallium hergestellt. Die mechanischen Eigenschaften dieser Metallegierungen sind besser als die von Plexiglas (ein Methacrylatpräparat), die biologischen etwas schlechter.

Bei der Konstruktion der "Totalen Endoprothese" hatte man mit den im Endoprothesenbau bewährten Materialien eigentlich materialtechnisch brauchbare Stoffe zur Verfügung. Doch schied die Konstellation, Kopf und Pfanne aus dem gleichen Material, in Anbetracht der Reibungs- und Abnutzungsprobleme (MÜLLER 1962, NEFF 1963) und zwei verschiedene Metallkörper wegen der Kontaktkorrosion, den Reibungs- und Abnutzungsproblemen und der Bildung eines galvanischen Elements von vornherein aus (MÜLLER 1963).

Man suchte als zweiten Stoff für die Stahl- oder Vitalliumprothesen ein materialtechnisch und biologisch einwandfreies Material, das darüber hinaus möglichst geringe Reibung gegenüber Stahl und Vitallium aufweist. Dieses Material schien Teflon zu sein.

Ein technisches Problem ist ferner die Befestigung der Pfannenprothese. Sie wird ebenso wie die Stielprothese mit einem Methacrylat einzementiert. Zum andern hat die Pfanne an ihrer Außenfläche Einkerbungen, um die Rotationskräfte aufzufangen und an ihrem Pol einen Zapfen, um ein Kippen zu vermeiden.

Ein weiteres Problem besteht in der Bauform (Kopfdurchmesser, Auflagefläche, Schenkelhalslänge, Schenkelhals-Schenkelschaftswinkel, intramedulläre Verankerung oder nicht, Oberfläche des Kopfes und Schaftes, Form des Schaftes).

Handelt es sich nicht um die totale Endoprothese, und wird die Pfanne nicht aufgebohrt oder entknorpelt, muß ein Sortiment verschieden großer Endoprothesen vorhanden sein; denn eine gute Kongruenz von Kopf und Pfanne ist eine Voraussetzung für gute Ergebnisse (HUGGLER 1964 u.a.).

Bevor die Prothesen einzementiert wurden (mit einem Methacrylat-Präparat), versuchten die verschiedenen Hersteller ihre Prothesen durch besondere Formen des Stieles zu befestigen.

Mißerfolge stellten sich ein, "weil das Knochengewebe des Schenkelhalses durch die unphysiologische Kraftübertragung mittels der Prothese ungewöhnlich hohen Drucken ausgesetzt wird und der Druckresorption unterliegt (MITTELMEIER und SINGER)".

Da man die Belastung, die ein Hüftgelenk zu tragen hat, nicht vermindern kann, kann man nur die Krafteinwirkung auf die Flächeneinheit (Druck) des Knochens durch Vergrößerung der den Druck aufnehmenden Knochenoberfläche verringern.

MITTELMEIER und SINGER zeigen, daß der Knochen aufgrund der ihm eigenen biologischen Reaktionsweise von dieser Möglichkeit Gebrauch macht und durch Knochenabbau um die Prothese die belastungsfähige Knochenoberfläche bis zur Ausbildung einer geschlossenen Druckaufnahmeschicht aufs äußerste vergrößern kann.

PAUWELS hat bereits die Möglichkeit diskutiert, durch Kaliberverstärkung des zylindrischen Prothesenstiels die Flächenbelastung des Knochens herabzusetzen, nahm aber dann von der praktischen Ausführung Abstand, weil er eine weitere Verlagerung des gefäßführenden Schenkelhalsraumes mit den Folgen einer Ernährungsstörung

des Knochens befürchtete.

Eine Oberflächenvermehrung bei gleichem Volumen ist möglich, wenn der Prothesenstiel in Längsrichtung vier Rillen erhält. Die Vertiefungen müssen mindestens 3-4 mm unter dem Niveau der Rillenvorsprünge liegen und diese müssen mindestens 5-6 mm voneinander entfernt sein (MITTELMEIER und SINGER).

JUDET wählte bei seinem zweiten Prothesenmodell einen kreuzförmigen Querschnitt, um eine Drehung zu verhüten (RUCKELSHAUSEN). Dieser Stiel bringt aber keine Vergrößerung der Knochenoberfläche mit sich. Die Stielrillen werden lediglich mit Bindegewebsleisten ausgefüllt (MITTELMEIER und SINGER).

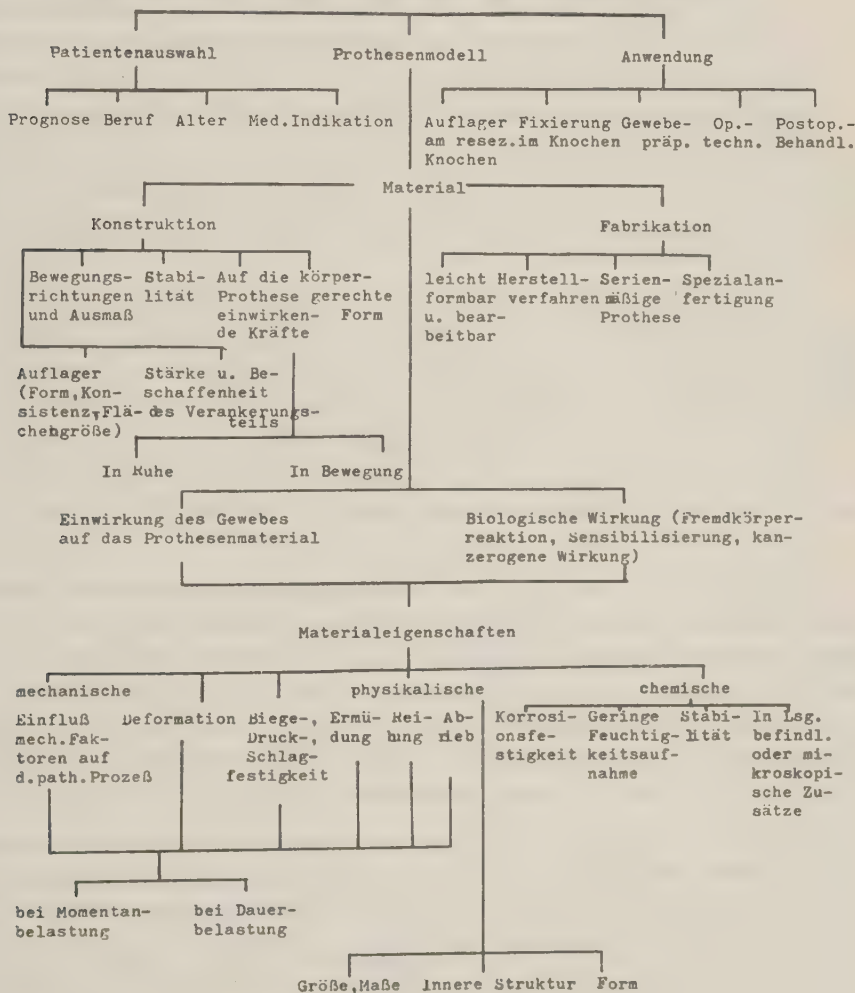
NEFF gab seiner Prothese eine Dreistiftverankerung (RUCKELSHAUSEN), die während vierjähriger Beobachtungszeit in keinem Fall Instabilität und keine Schenkelhalsatrophie aufwies.

PAUWELS hat bei seinen Überlegungen auf die große Bedeutung der Kopfkrause hingewiesen und berechnet, daß sie die am Prothesenstiel wirksamen Querkkräfte durch Druckübertragung auf die äußere Corticalis des Schenkelhalses erheblich vermindern kann.

Das für den Endoprothesenbau geeignete Material muß ferner gut sterilisierbar (CONTZEN, METZNER) und möglichst leicht formbar sein. Einen Überblick über die notwendigen Materialeigenschaften, die mechanischen und biologischen Anforderungen an eine Hüftalloarthroplastik gibt Abb. 5.

Abb. 5

Technische, mechanische und biologische Faktoren bei der Hüftalloarthroplastik (In Anlehnung an DUFF-BARCLAY, REHN, J., ENDLER 1953 und 1954, CONTZEN, HACKENBROCH 1961).



Untersuchungsergebnisse verschiedener Materialien

Metalle und Legierungen

a) Die Problematik der Metalle bei der Hüftendoprothese

Neben den allgemeinen Problemen alloplastischer Körper im lebenden Gewebe wie z.B. die Gewebeverträglichkeit, die funktionelle Belastbarkeit und die Beanspruchung des knöchernen und Weichteil-Lagers, die in den bereits abgehandelten Kapiteln erörtert wurden, treten bei Metallen und Kunststoffen noch spezifische Probleme auf.

Kupfer, Blei, Zink, Magnesium, Eisen und andere leicht angreifbare Metalle erzeugen nicht nur örtliche, sondern auch allgemeine Schädigungen des Gesamtorganismus durch Intoxikationen (BÜRKLE DE LA CAMP 1958).

Metalle sind unresorbierbar bis auf das an sich schon toxische Magnesium (METZNER); es verfällt unter Bildung von Wasserstoff in $Mg(OH)_2$ und $MgCO_3$, die noch stärkere Giftwirkung haben (BÜRKLE DE LA CAMP). Die normalen Calziumsalze werden zeitweise durch Magnesiumsalze substituiert (METZNER), Eisen verrostet infolge eines elektrochemischen Vorgangs, bei dem sich zunächst $Fe(OH)_3$ bildet, das in dem Prothoplasma der umgebenden Zellen eine Metallose bildet.

Aber auch im Stahl finden wir Zersetzungen, die durch innere Vorgänge im Metall, in der Metallverbindung, Metall-Legierung und durch Oberflächenschäden (SCHOCH 1963, WITT 1965) verursacht werden, die Korrosion. Sie bewirkt nicht immer einen Zellschaden. Treten aber elektrochemische Vorgänge hinzu, dann kommt es zu elektrolytischen Verlagerungen. Wir finden dann eine Metallimprägnierung der Zellen des Lagergewebes, eine Metallose.

"Auch eine Wechselwirkung ist denkbar, indem die Korrosion zur Metallose führt und diese wiederum die Korrosion verstärkt, also einen Circulus vitiosus auslöst (R. NICOLE) (BÜRKLE DE LA CAMP)".

Wesentliche Faktoren, die zur Korrosion der Metalle beitragen, sind der pH-Wert des Gewebes, die Gewebssaftkonzentration und die Temperatur (EMNEUS).

BECK beschreibt, daß an Stellen mechanischer Belastung Ionisationspotentiale auftreten, die an den Belastungsstellen zu Strukturver-

Änderungen des Metalles führen und daß sich an diesen Stellen eine Korrosionsanfälligkeit bemerkbar macht.

Wird ein metallischer Fremdkörper im Gewebssaft, in dem sich eine Reihe freier Metallionen befindet (K, Na, Ca, Fe und viele andere), zu einem galvanischen Element, so treten Ströme auf. Die nun entstehenden chemischen Prozesse können auch zu einer Metallose führen. Dies ist besonders der Fall, wo Metallverbindungen bestehen oder die innere Struktur des Metalles (z.B. durch einen Gußfehler) uneinheitlich ist, wo das Metall in uneinheitlichen Medien mit unterschiedlicher O_2 -Konzentration liegt, besonders aber da, wo zwei verschiedene Metalle nebeneinander liegen (SMOOK und GUILLARD nach SCHOCH, BÜCKLE DE LA CAMP, METZNER, CHAPCHAL 1956, EMNEUS).

"So wirkt der Metallstift dann im Knochen, dem O_2 -armen Millieu, als Anode und außerhalb des Knochens, dem O_2 -reichen Medium, als Kathode. An den Elektroden geben die Ionen ihre elektrische Ladung ab und werden dadurch wieder chemisch wirksame Atome, die entweder frei werden oder sekundäre Prozesse mit den Elektroden bzw. der Lösungsflüssigkeit eingehen (SCHOCH)".

Bereits eine Metallendoprothese aus einem Metall oder einer Legierung genügt, um ein galvanisches Element zu bilden.

"Durch den dauernden elektrischen Reiz der Ionenwanderung im Gewebe und das damit verbundene Anreichern des umliegenden Gewebes mit Metallionen (METALLOSE) bzw. deren im Körper eingegangene Verbindung (meist Oxyden, Hydroxyden, Chlorverbindungen) dürfte nun über einen längeren Zeitraum hinweg das umgebende Gewebe mehr und mehr geschädigt werden, so daß es langsam zu einer Nekrobiose und später zu einer Nekrose kommt (METZNER)".

"Aber auch ohne Metallabwanderung sollte man jede durch einen metallischen Fremdkörper entstandene Schädigung des Knochens, der Gelenke und des benachbarten Gewebes, die sich durch Kalkmangel, Knochenschwund, reaktive Wucherung, Höhlenbildung und ähnliche Vorgänge erkennbar macht, als Metallose bezeichnen (BÜCKLE DE LA CAMP 1958)".

Aufgrund experimenteller und klinischer Erfahrungen wissen wir, daß nur Gold, Ticonium und die Edelmärte V2A, V4A und Vitallium

in Knochen, Gelenken und Lagerweichteilen biologisch inaktiv sind (BÜRKLE DE LA CAMP 1958, DUFF-BURCLAY).

Bei den Metallen und vor allem bei den Edelsortsorten treten die Korrosionserscheinungen oft erst nach kaum vorauszusagender Zeit auf, dagegen findet man sie bei den Kunststoffen sehr viel früher (BÜRKLE DE LA CAMP).

Zwei verschiedene Metalle für Kopf- und Pfannenprothese zu verwenden schadet nicht nur wegen der Kontaktkorrosion aufgrund des galvanischen Elementes, sondern auch, weil die Reibung von Metall auf Metall (nach den bisherigen Erfahrungen in der Technik) groß ist. Es kommt dabei zu Läsionen der Metalloberfläche. Das Metall "frißt" (DUFF-BARCLAY, NEFF 1963),

RUCKELSHAUSEN fragt aber, ob im menschlichen Körper andere Voraussetzungen in Bezug auf Materialeigenschaften von Fremdkörpern bestehen als in der Technik.

Auf die Veränderung rostfreien Stahls bei Kontakt mit Vitallium und Titanium in vitro weist EMNEUS in seiner Arbeit hin.

RYDELL gibt den Reibungskoeffizienten für Stahl gegen Stahl bei Schmierung des Gelenkes mit mehr als 0,04 an (Knorpel gegen Knorpel 0,01 - 0,02). Der Reibungskoeffizient von Stahl auf Knorpel beträgt 0,02 - 0,04.

BÜRKLE DE LA CAMP, LÖFFLER und KÜNTSCHER sind der Meinung, daß die Kunststoffprothese hinsichtlich ihrer Belastungsreaktion auf das Gewebe wesentlich verträglicher ist als die Metallprothese. Denn der Kunststoff puffert mit seiner Elastizität die Belastungsdruckwellen, die das Gelenk treffen - die beim normalen Gelenk von dem geschmeidigen und weichen Knorpel abgepuffert werden - besser ab als ein Metallkopf.

So findet man, dem Metallkopf gegenüber, eine dünnere Schicht Knorpelersatzgewebe und stärkere Pfannenrandwucherungen als beim Kunststoffkopf.

Histologische Untersuchungen (von HERBERT, GRASSET und DE MONTMELIN nach DORN) zeigen, daß sich an der Grenze zwischen Metall und Knochen lebhaft Umbauvorgänge mit Ausbildung von lockerem Bindegewebe abspielen. Dieses ist besonders der Fall, wo ungünstige

Druckverhältnisse bestehen.

Je fester und haltbarer das Metall einer Endoprothese ist, um so weniger elastisch kann es die den Knochen treffende Druckwirkung federnd abfangen (BÜRKLE DE LA CAMP).

Wesentlich für ein gutes Ergebnis bei Metallprothesen ist also neben der mechanischen Haltbarkeit die biologische Verträglichkeit, gleichbleibende Materialgüte, glatte Oberfläche und eine gute Verarbeitung (METZNER, SCHOCH u.a.).

Nichtrostender Stahl

Da die Kunststoffprothesen der Hüfte häufig der Belastung nicht standhielten, wurden Versuche mit Metallprothesen gemacht.

Die meisten Metalle wirken (wie schon ausgeführt wurde) toxisch auf die lebenden Zellen. Nur wenige Metalle haben keine oder nur geringe schädliche Vitalitätsbeeinflussung. Dabei handelt es sich um einige Edelstähle.

Edelstahl (nichtrostender Stahl) ist ein Stahl, dem verschiedene Metalle (z.B. Mn, Cr, Ni, Wo, Mo, V, Co) zugesetzt wurden. Dadurch erhält der Stahl - je nach chemischer Zusammensetzung - bestimmte Qualitäten.

Mangan erhöht die Härte und Festigkeit (Zug- und Dauerstandfestigkeit). Chrom verbessert z.B. Härte und Festigkeit. Chrom-Nickelstahl ist hart, nicht rostend und hat durch Nickel eine gute Zähigkeit. Wolfram erhöht die Streckgrenze und Zähigkeit. Molybdän hat eine ähnliche Wirkung wie Wolfram; bei einer gewissen Zähigkeit wird eine gute Dauerstandfestigkeit erreicht.

Vanadium verbessert die Dauerstandfestigkeit, Elastizität, Schneidhaltigkeit und Kerbschlagzähigkeit. Kobalt erhöht unter anderem die Festigkeit, Härte und Dauerstandfestigkeit (LUDWIG).

Verschiedene Edelstahlsorten wurden für den Bau von Endoprothesen gebraucht. Dabei handelte es sich um V2A-Stahl (MATZEN 1955, HOHMANN, G. 1955, SCHOCH 1957, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, RYDELL 1966), V4A-Stahl (GÜNTZ und MAATZ 1950, HOHMANN, G. 1955, WITT 1965, SCHOCH 1957, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, YASARGIL 1963, RUCKELSHAUSEN 1965 und RYDELL 1966), CrNiMo-Stahl (EMNEUS 1961, BÖHLER 1963, RUCKELSHAUSEN 1965, RYDELL 1966) und andere Nirostastähle (BÖHLER, REHN 1963, METZNER).

Bei den heute verwendeten Edelstahlandoprothesen ist der Abrieb so gering, daß er unberücksichtigt bleiben kann (RUCKELSHAUSEN).

V2A-Stahl ist ein Stahl mit 18-20% Chrom, 8-12% Nickel und Zusätzen von Molybdän, Titanium, Niob, Mangan und Silizium (LUDWIG, die "HÜTTE"). V2A-Stahl hat eine geringe schädigende Wirkung auf den Körper (BÜRKLE DE LA CAMP 1958, SCHOCH).

G. HOHMANN hat, festgestellt, daß V2A-Stahlköpfe und Pfannenauskleidungen auf die Dauer nicht befriedigen. Er mußte eine Anzahl dieser Prothesen wieder entfernen "wegen aufgetretener oft bizarrer Knochenwucherungen und Schmerzhaftigkeit".

Die Weiterentwicklung des V2A-Stahles, der V4A-Stahl (z.B. Remanit 2525 SST), wird relativ häufig verwandt, z.B. bei manchen Prothesenserien von NEFF, EICHER, AUSTIN-MOORE und THOMPSON (RUCKELSHAUSEN).

BÜRKLE DE LA CAMP (1958) und HEPP halten den V4A-Stahl hinsichtlich seiner Gewebeverträglichkeit dem Vitallium für gleichwertig, hinsichtlich seiner physikalischen Eigenschaften für überlegen.

Auch andere Autoren sprechen von einer guten Gewebeverträglichkeit des V4A-Stahles (GÜNTZ und MAATZ 1950, SCHOCH 1957).

Ausdrücklich weist YASARGIL darauf hin, daß auch die besten Stahlsorten wie z.B. V4A-Stahl Korrosionen aufweisen können.

Die Untersuchungen von JONES und LIEBERMANN (1936) über das Verhalten von Chrom-Vanadium-Stahl und Chrom-Nickel-Stahl in physiologischer Kochsalzlösung ergaben, daß beim Cr-V.-Stahl ein Gewichtsverlust entstand, d.h. Korrosion, beim Cr-Ni-Stahl nicht (EMNEUS).

Ebenso zeigte CrNi-Stahl in dem Experiment von FINK und SMAKO (1948) einen besseren Schutz gegen Korrosion in physiologischer Kochsalzlösung und Serum als Chrom-Nickel-Molybdän-Stahl (EMNEUS).

Allgemein soll die Qualität von CrNiMo-Stahl aber für die Endoprothesen des Hüftgelenks besser sein als CrNi 1808 (SCHERMANN 1940 und KEY 1941 nach EMNEUS).

EMNEUS stellte in seinem Experiment fest, daß CrNiMo 17,5/14/4,5 besser als Allenthesenmaterial im Körper geeignet ist als CrNiMo 17,5/11/2,7. EMNEUS erwähnt ferner, daß CrNi 18/8 ebenso wie CrNiMo 18/10/2,7 Stahl korrosionsgefährdet ist und daß bei keiner Edelstahlsorte ein leichter Kratzer in der Oberfläche z.B. durch eine Schraube eine Gefahr für die Erfolgsaussichten bedeutet; doch sind bei tieferen Läsionen CrNi 18/8 und CrNiMo 18/8/2,7 und teilweise CrNiMo 18/8/4,5 gefährdet.

Er untersuchte die Korrosion von CrNi 18/8 in Abhängigkeit von dem pH-Wert, der Kochsalzkonzentration und der Temperatur. Danach zeigte das untersuchte Material bei Einzelmessungen die größte Korrosionsneigung bei einem pH von ca. 7, einer NaCl-Konzentration um 5%. Die Anfälligkeit nahm bei steigender Temperatur in 1% Salzlösung bis 70 Grad gering linear zu.

METZNER sieht den Gebrauch von Metallen im Körper recht skeptisch an. Denn der rostfreie Stahl verdankt diese Eigenschaft in der Hauptsache dem Chromzusatz. Ein Metallkörper aus einer Chromlegierung bildet im Körper aber wie alle Metallkörper ein galvanisches Element. "Beim Auswandern der Ionen aus dieser Legierung wandert zunächst das Chrom entsprechend seiner Stellung in der galvanischen Spannungsreihe aus und wird an der Oberfläche der Legierung zu einer hauchdünnen Bichromatschicht umgewandelt, welche fast unlöslich und vor allem ionenundurchlässig ist. Hieraus erklärt sich die recht gute Verträglichkeit des rostfreien Stahls.

Diese Schicht wird aber mechanisch und chemisch dauernd in geringem Umfang verbraucht, bis eines Tages die Chromauswanderung beendet ist und eine Übersättigung des umgebenden Gewebes mit Eisenionen und damit die Metallose beginnt. Hieraus erklärt sich die relativ langdauernde Reaktionslosigkeit des Körpers gegenüber rostfreien Stählen und der dann folgende schnelle Verlauf des Fremdkörperreizablaufes (METZNER)".

Die Frage ist nur, ob dieser Vorgang nicht Jahrzehnte in Anspruch nimmt, wie BÜCKLE DE LA CAMP es vermutet.

Vitallium

Vitallium wurde nach 1930 zum erstenmal im Prothesenbau verwendet (DORN). Erinnert sei an die Vitalliumkappe von SMITH-PETERSEN, die in der Literatur erwähnt wurde.

Vitallium (der Firma Austenal) hat die gleiche Legierungszusammensetzung wie Wisil (der Firma Krupp) (RUCKELSHAUSEN).

Über die Legierungsbestandteile und -zusammensetzung werden in der Literatur allerdings verschiedene Angaben gemacht.

Nach MATZEN (1955), SMITH-PETERSEN und BÜRKLE DE LA CAMP (1958) setzt sich Vitallium aus 65 Teilen Kobalt, 30 Teilen Chrom und 5 Teilen Wolfram zusammen (CoCrW 65/30/5).

Nach KALLIO und RUCKELSHAUSEN handelt es sich bei Vitallium um eine Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (CoCrMo).

Andere Autoren erwähnen nur die Hauptbestandteile Kobalt und Chrom (HUGGLER und FRANCILLON 1963, DUFF-BARCLEY 1964).

In der "HÜTTE" wird angegeben, daß es sich bei einer Zusammensetzung von 65% Co und 30% Co um eine warmfeste Kobalt-Legierung handelt, die in der Technik für Gasturbinen und Strahltriebwerksteile verwendet wird. Als Legierungszusatz werden Wolfram oder Molybdän angegeben. Damit erklären sich die Unterschiede in der Legierungszusammensetzung. (Fraglich ist jedoch, ob für die verschiedenen Legierungsbestandteile dieselbe Bezeichnung richtig ist.)

Eine wesentlich andere Zusammensetzung soll Vitallium nach Angaben von MITTELMEIER und SINGER haben: nämlich Nickel, Chrom, Molybdän (NiCrMo).

Für die Hüftendoprothese besitzt Vitallium genug Festigkeit, Haltbarkeit und Korrosionsbeständigkeit (MATZEN 1955, BÖHLER, L. 1963, HUGGLER und FRANCILLON 1963, RUCKELSHAUSEN).

Die Untersuchungen von VENABLE und STRUCK (1947) und FINK und SMAKO (1948) zeigten, daß Vitallium in physiologischer Kochsalzlösung keine Korrosion aufweist, im Gegensatz zu Chrom- und Chrom-Nickel-Stahl (EMNEUS).

RUCKELSHAUSEN ist der Ansicht, daß der Abrieb bei Vitallium (wie

auch bei V4A-Stahl (s.o.) so gering ist, daß er unberücksichtigt bleiben kann und daß "dank der werkstoffgerechten Form dieser Prothesen keine Bruchgefahr besteht".

BÜRKLE DE LA CAMP (1958) berichtet allerdings, daß er beim Vitallium trotz steilgestellter Prothesen Materialbrüche hatte. Aus diesem Grund setzt er keine Vitalliumprothesen mehr ein.

Außer den Edelstählen hat auch Vitallium keine oder eine geringe schädliche Vitalitätsbeeinflussung; es löst keine nennenswerte Fremdkörperreaktion aus (MATZEN 1955, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, KALLIO 1958, BECK, MITTELMEYER und SINGER).

Vitallium ist nach VENABLE und STUCK das geeignetste Metall zur Verwendung im menschlichen Körper (MITTELMEYER und SINGER, RUCKELSHAUSEN, KALLIO). Gerade die Festigkeit des Vitalliums führt wieder zu Schwierigkeiten: das sehr harte Material puffert die einwirkenden Stöße nicht genug ab. Auf die Dauer kommt es an dem nachgiebigen Knorpel- und Knochengewebe zu Ab- und Umbauvorgängen.

Die Umbauvorgänge sind sehr lebhaft an der Grenze zwischen Metall und Knochen, besonders an den Stellen, wo ungünstige Druckverhältnisse bestehen (HERBERT, GRASSET und DE MONTMELLIN nach DORN).

Das Knorpelersatzgewebe der Pfanne ist dünner als bei der Kunststoffprothese. Am Pfannenrand findet man stärkere Randwucherungen als beim Kunstharzkopf (LANGE 1961, BÜRKLE DE LA CAMP 1958).

Die Heilung wird durch einen hochglanzpolierten Vitalliumkopf wesentlich gefördert (WITT 1965).

SCHOCH gibt an, daß die Metallprothesen aus Vitallium und V4A-Stahl sich auf die Dauer nicht neutral verhalten. So beobachtete er bei V4A-Stahl ausgesprochene Knochenreaktionen.

JUDET beschuldigt darüber hinaus Vitallium einer osteoarthritischen Reizwirkung.

Als relativ häufige Spätfolge findet sich bei Vitallium eine par-artikuläre Bereitschaft zu Weichteilverkalkungen und beschleunigter sekundärer Arthrosenbildung (ENDLER 1953).

Heute wird Vitallium (neben bestimmten Edelstahlsorten) als Material für Hüftgelenkprothesen z.B. von GOSSET, Mc. BRIDE, THOMPSON,

AUSTIN-MOORE, JUDET und CHARNLEY verwendet (LANGE 1961, JUDET 1957, BARR, HUGGLER 1963, WITT 1965).

Vitallium besitzt so gute mechanische Eigenschaften (z.B. Festigkeit), daß es sich spanabhebend sehr schlecht verarbeiten läßt; die endgültige Form muß durch Gießen erreicht werden.

Titanium

In der Literatur findet man relativ selten Angaben über Titanium als Material für Hüftgelenkendoprothesen.

"Das reine Titan gleicht in seinen mechanischen Eigenschaften dem Stahl und Vitallium, ist jedoch leichter ($D = 4,5 \text{ g/cm}^3$; bei Stahl $D = 7,8 \text{ g/cm}^3$) und sehr korrosionsfest (LUDWIG)".

Theoretisch kommt es wegen seiner mechanischen Eigenschaften für die Hüftalloplastik in Frage (EMNEUS, ENEUS und GUDMUNDSSON, DUFF-BARCLAY, RYDELL). Der Elastizitätsmodul von Titan beträgt aber nur $10\,000\text{--}12\,000 \text{ kg/mm}^2$ gegenüber $18\,000\text{--}20\,000 \text{ kg/mm}^2$ für W/Ni- bzw. Co/Cr.-Legierungen.

Nach RYDELL zeigt Titanium schlechte Dauerergebnisse. ENEUS stellt die Nachteile des Titanium im Gegensatz zu Stahl heraus.

Abgesehen davon, daß die biologischen Veränderungen im Gewebe unter der Wirkung von Titanium bisher noch nicht untersucht worden sind (ENEUS), verfärbt sich das Gewebe in der Umgebung schwarz. In welcher Form Titanium in dem Farbstoff vorkommt, ist noch nicht klar (ENEUS).

"Es ist äußerst interessant, daß Titanium als alloplastischer Körper in das Gewebe reichlich in phagozytierter und nicht phagozytierter Form infiltriert; trotzdem aber nicht der Anlaß einer Gewebereaktion ist (ENEUS)".

Die Problematik der Kunststoffe bei der Allo-Arthroplastik des Hüftgelenks

Die allgemeinen Probleme der Allo-Arthroplastik des Hüftgelenks sind in den Kapiteln über die mechanisch-biologischen und mechanisch-technischen Probleme abgehandelt worden.

Kunststoffe sind definitionsgemäß hochmolekulare, organische, ganz oder teilweise synthetisch hergestellte Stoffe (LUDWIG, STOECKHERT, SCHULZ, HOLZMÜLLER und ALTENBURG).

Die ersten Kunststoffe wie Kautschuk, Vulkanfieber, Kunstkautschuk und Zelluloid wurden kurze Zeit im Körper vertragen, führten aber bald zu erheblichen Gewebereizungen. "KLEINSCHMITT konnte sogar die Entstehung eines Karzinoms, verursacht durch eine Zelluloid-allentese, nachweisen (BÜRKLE DE LA CAMP)".

Längere Zeit wurde daraufhin wenig mit Kunststoffen im menschlichen Körper gearbeitet. Erst nachdem das Methacrylat auf den Markt kam, wurden wieder Hüftendoprothesen aus Kunststoff implantiert. Die Ergebnisse haben die Erwartungen häufig nicht bestätigt.

Entscheidend für die Verwendbarkeit von Kunststoffen in der Hüftarthroplastik sind neben der biologischen Verträglichkeit, chemische Stabilität, mechanische Festigkeit (Reiß-, Schlag-, Biegefestigkeit), gute Verarbeitungsmöglichkeit, geringe Reibung, gleichbleibende Struktur und Stabilität bei Dauerbelastung.

In jedem Kunststoff haben wir Gemische von kurzen (Monomeren) und langen Ketten (Polymeren). Drei Wege sind zum Aufbau von Kunststoffen möglich:

- 1) POLYMERISATION (Polyvinylalkohol, Polyvinylchlorid, Polyäthylen, Polypropylen, Polymethacrylsäureester, Polyfluoräthylene u.a.).
- 2) POLYKONDENSATION (Polyamide, Silicone u.a.),
- 3) POLYADDITION (Polyurethan u.a.).

Je länger das lineare Makromolekül ist, um so fester ist im allgemeinen die Faser, desto größer die Bruchdehnung und desto geringer der Abrieb.

Die Monomeren treten vor allem dann auf, wenn die Polymerisation meist aus industriellen Gründen der Rationalität schnell vor sich

geht. Häufig ist auch das Verhältnis der langen zu den kurzen Ketten einer Kunststoffsorte verschieden (ENDLER).

Die mechanische und die biologische Verträglichkeit wird besser, je höher der Polymerisationsgrad ist.

Als Polymerisationsgrad bezeichnet man die Zahl X der Grundsubstanz, die durch Hauptvalenzen im Makromolekül vereinigt sind (STOECKHERT). Die Höhe des Polymerisationsgrades läßt sich nicht beliebig steigern, so daß man auch die mechanischen Eigenschaften nur bis zu einer gewissen Grenze erhöhen kann (ENDLER).

Diese von der Kettenlänge abhängigen Eigenschaften können durch weitere physikalische Behandlung des Fadens wie Strecken, Fixieren, erneutes Schrumpfenlassen usw. verändert und so Festigkeit (Reiß-, Schlag- und Biegefestigkeit), Löslichkeit, Elastizität, Dehnungs- und Schrumpfungseigung des Materials beeinflußt werden.

Als Richtschnur gilt, daß die Reißfestigkeit des Fadens vermehrt ist, wenn die Moleküle zur Faserrichtung liegen, d.h. wenn sie orientiert sind. Gleichzeitig wird jedoch die Elastizität vermindert (CONTZEN).

Nun kann auch durch ständige deformierende Belastung die Molekularordnung verändert werden, insbesondere, wenn der Kunststoff noch zusätzlich hydrophil ist (z.B. Polyamide bis maximal 12% Feuchtigkeitsaufnahme) und somit durch Quellung die Molekulargröße und -anordnung beeinträchtigt werden. In dieser Änderung der Molekularanordnung sieht SCALES die Ursache für etwaige Materialermüdung (CONTZEN, HEINZE 1955, KRÜGER).

Durch Aufnahme von Wasser oder Eiweiß werden die Molekularstruktur und damit auch die chemische Stabilität des Kunststoffes gegenüber Säuren, Basen und anderen Einflüssen der Gewebssäfte und die physikalischen Eigenschaften des jeweiligen Kunststoffes geändert (HARRISON, LE VEEN und BARBERIO, SCALES). So kann durch die Abspaltung von Monomeren aus kurzen Molekülketten ein verstärkter Reiz auf das Gewebe ausgelöst werden (CONTZEN, ENDLER 1953).

Unter diesen Gesichtspunkten sind für die Endoprothesen keine hydrophilen Kunststoffe geeignet (CONTZEN).

"Zahlreiche experimentelle und klinische Erfahrungen haben übereinstimmend ergeben, daß die hydrophoben Kunststoffe vergleichsweise am meisten stabil sind, die geringste Entzündungsreaktion auslösen, am wenigsten ihre Form und ihre Belastungsfähigkeit ändern und in zweckentsprechender Verarbeitung und Formgebung auch die funktionell besten Dauerergebnisse erwarten lassen (CONTZEN)".

Das Kriechen eines Plastes ist sehr entscheidend verantwortlich für ein positives oder negatives Ergebnis. Unter Kriechen versteht man das "zeitabhängige Fließen wie es z.B. im kalten Fluß auftritt (STOECKHERT)". Der kalte Fluß ist das rein plastische Fließen infolge des Eigengewichts, einer äußeren Spannung oder einer inneren Verformungsspannung, welche sich über lange Zeit erstreckt. Der kalte Fluß nimmt mit Erhöhung der Temperatur zu. Er ist gering bei stärkerer Vernetzung oder bei gemischt amorphkristalliner Struktur der hochmolekularen Substanz (STOECKHERT).

NITSCHKE stellte fest, daß sich die Fließbedingungen und andere mechanische und chemische Eigenschaften beim Verarbeiten der Kunststoffe (z.B. spanlosem Verformen) verändern können, weil hierbei die Ordnungszustände der Moleküle verändert werden. Überhaupt schwankt die Qualität der Kunststoffe innerhalb gewisser Grenzen, weshalb die technischen Werte weitere Schwankungsbreiten haben als bei Metallen (SCHULZ).

NITSCHKE untersuchte 4 mm dicke Flachstäbe aus Polysterol im Dynastat Prüfkörper längs und quer zur Flußrichtung auf Schlagzähigkeit. Dabei wurden die Flachstabquerschnitte ausgewählt, bei denen die inneren Spannungen unwesentlich waren. Das Ergebnis zeigte, daß die Schlagzähigkeit in Fließrichtung in Extremfällen etwa dreieinhalb mal, die Biegefestigkeit etwa zweieinhalbmals größer ist als quer dazu.

Kriechprüfungen (durch Zug-, Biege-, Torsions- oder Druckbeanspruchung) sollten daher mindestens in zwei Hauptrichtungen, nämlich in Preß- bzw. in Spritzrichtung (bei gespritzten Kunststoffen) ausgeführt werden (NITSCHKE).

Die Belastung des Gelenkes läßt sich ungefähr errechnen: Die auf den Femurkopf einwirkende Kraft bei normalem Schenkelhals-Schenkelchaftwinkel und normaler Schenkelhalslänge beträgt in der

Standbeinperiode je nach Autor das zwei- bis viereinhalb-fache des Körpergewichtes (s.o.). Nach PAUWELS beträgt diese einwirkende Kraft das vier-fache des Körpergewichts. Nun kann man z.B. den erforderlichen Prothesendurchmesser mit Hilfe einer Formel nach PAUWELS errechnen (RUCKELSHAUSEN).

Danach ist

$$d = \sqrt{\frac{4 \cdot G \cdot 4}{\pi \cdot p_{\max}}} = \sqrt{\frac{P \cdot 4}{\pi \cdot p_{\max}}}$$

G = Körpergewicht (kg)

d = Durchmesser des Prothesenkopfes (cm)

p_0 = Flächenpressung (kg/cm²)

$p_{\max}$ = Deformationsgrenze des betreffenden Kunststoffes (kg/cm²)

P = auf die Prothese einwirkende Kraft (kg)

Bei der Formel wird davon ausgegangen, daß die Hüftgelenkpfanne nur auf der projizierten Fläche ($\pi \cdot r^2$) belastet wird. An sich ist dies nicht ganz richtig, da es sich um eine Halbkugelfläche handelt, für die die Formel $2\pi r^2$ gilt. Es ist aber praktisch nicht richtig, den Flächendruck mit der letzten Formel zu bestimmen, da die einwirkende Druckkraft P gerichtet ist und nicht zentrifugal wirkt (RUCKELSHAUSEN).

Die Relation: Belastete Fläche $\cdot p_{\max}$ größer als 4G sollte eingehalten werden (RUCKELSHAUSEN).

RUCKELSHAUSEN berechnet mit dieser Formel den Prothesenkopfdurchmesser bei einer Teflonpfanne. Er kommt bei einem Körpergewicht von 90 kg und einer maximalen Dauerlast von 42 kg/cm² zu einem Kopfdurchmesser von 33 mm. Obwohl die Belastbarkeit innerhalb des tabellarisch angegebenen Bereichs liegt, stellt man bei Teflon nach einiger Zeit ein Kriechen und einen Abrieb des Materials fest (HUGGLER und FRANCILLON u.a.).

Daraus ergibt sich, daß der Kunststoff (das betrifft überhaupt alle Werkstoffe) bei dauernder kombinierter Belastung weit mehr beansprucht wird als bei einzelner Kurzzeit- oder auch Dauerbelastung (METZNER, KRÜGER, MITTELMEIER und SINGER).

Durch die dauernde periodische Beanspruchung kommt es im Laufe der

Zeit, wenn das Material über eine bestimmte untere Grenze (die Dauerfestigkeit) belastet wird, bei jedem toten Material zur Strukturveränderung. Dadurch verändert sich die Festigkeit und Elastizität. So können mikroskopisch feine Läsionen schließlich zum Bruch des Materials führen (KRÜGER, ENDLER 1953). Denn das gleichmäßige Molekulargefüge der Oberfläche und die gleichmäßige Oberflächenspannung, welche für die Festigkeit von Bedeutung ist, leidet.

So können z.B. infolge Kerbwirkung sich Ermüdungsbrüche leichter ergeben, da die oberflächlich liegenden Molekülketten, welche die größten Zug- bzw. Druckspannungen aufzunehmen haben, nicht voll intakt sind.

Die ungenügende Beachtung dieser Tatsache hat zu vielen Fehlergebnissen geführt (BÜRKLE DE LA CAMP 1958, BÖHLER, KRÜGER).

KRÜGER schätzt z.B., daß 90% der bei den Werkstoffen in der Praxis (vorzugsweise bei JUDET-PROTHESEN) vorkommenden Brüche Dauerbrüche sind, während nur 10% als Gewaltbrüche anzusehen sind.

MITTELMEIER und SINGER geben eine Dauerbelastung für Methacrylat an, die rund 4-11% der Maximalfestigkeitswerte bei einmaliger Beanspruchung beträgt.

Wegen der geringen Dauerbeständigkeit implantiert BÜRKLE DE LA CAMP keine Kunststoffprothesen mehr.

Für die biologische Verträglichkeit ist ein höherer Polymerisationsgrad entscheidend. Ist der Polymerisationsgrad zu niedrig, d.h. sind mehrere Monomere vorhanden, sind die Reizwirkungen im Gewebe stärker. Grundsätzlich sollten nur auspolymerisierte Kunststoffe verwendet werden (MATZEN, CONTZEN, ENDLER).

Zwar sind im Weltschrifttum bisher noch keine Mitteilungen über eine Tumorentstehung bei den heute gebrauchten Kunststoffen erfolgt, doch weist OETTEL im Hinblick auf die Ergebnisse der Tierversuche (s.o.) hin, daß bei Jugendlichen keine Kunststoffimplantate verwendet werden sollten (CONTZEN).

Ferner sollen die Kunststoffe keine Verunreinigungen (Öle, Fette usw.) und keine sog. Additive (Weichmacher, Härter, Starter, Sta-

bilisatoren usw.) enthalten, die aus dem Kunststoff herausgelöst werden und unter Umständen schwere Gewebeschäden hervorrufen können; sei es durch direkte chemische Reaktionen oder durch allergische Vorgänge (CONTZEN, BÜRKLE DE LA CAMP 1958).

Durch Zusätze können allerdings die mechanischen Eigenschaften wesentlich gebessert werden: Der Abrieb, das Kriechen werden vermindert, die Härte vergrößert. Anorganische Zusätze (Glimmer, Asbest, Glasfaser u.a.) behindern das Kriechen wesentlich stärker als organische Zusatzstoffe (z.B. Holzmehl, Papierschnitzel) (NITSCHKE).

Die heute in der Hüftalloplastik verwandten Kunststoffe rufen keine oder bei mechanischer Gewebeüberlastung nur geringe Gewebsreizungen hervor (SCHOCH 1957).

Der Abrieb eines Materials ist außer von der einwirkenden Kraft vor allem von seiner Härte und Reibung abhängig.

"Zur Zeit ist kein Kunststoff bekannt, der die Härte besitzt, um mit einem tragenden Knochen beweglich oder unbeweglich verbunden werden zu können. Die dafür notwendige Härte läßt sich nur auf Kosten der Elastizität erzielen, so daß bei dem notwendigen Härtegrad der Kunststoff zu spröde und somit bei plötzlich einwirkenden Kräften (Sturz oder Sprung) zu zerbrechlich wird (CONTZEN)".

An den besonders belasteten Stellen kommt es häufig zur Zerstörung des Bindegewebsüberzugs. Die Reibung der Endoprothese am Knochen führt zum Abschleiß feinsten Kunststoffpartikelchen, die im Gelenkbindegewebe eingelagert werden und Fremdkörperreaktionen mit Gewebeproliferationen veranlassen (MITTELMEIER und SINGER, CHAPCHAL 1958, BÜRKLE DE LA CAMP 1958).

BÜRKLE DE LA CAMP stellt die Frage, welche Folgen die abgeschliffenen Prothesen und ihr Abrieb in den nächsten Jahrzehnten haben werden.

Ein weiteres Problem liegt in der Herstellung und weiteren Verarbeitung von Kunststoffprothesen.

Speziell für Gelenkplastiken, wo auch große mechanische Beanspruchungen gefordert werden, sollen nur ganz einwandfreie Polymerisate gleichbleibender Güte verwendet werden, J.T. SCALES hat beim

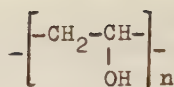
Plastik KONGRESS in London (1951) auch speziell die Forderung aufgestellt, nur Stoffe zu verwenden, die in ihrer mechanischen und chemischen Wertigkeit genauestens analysiert worden sind.

In der Praxis ist das nicht leicht, derartige Kunststoffe zu finden, da bei ihrer Herstellung für technische Zwecke nicht so sehr auf Feinheiten der absoluten chemischen Reinheit wertgelegt wird wie sie für medizinische Zwecke gefordert wird (ENDLER 1953).

Wichtig ist die Oberflächengestaltung des Materials. Die Oberfläche soll überall gerundet und spiegelglatt sein. Scharfe Kanten müssen vermieden werden. Denn durch Oberflächenrauigkeiten werden Ermüdungsbrüche und Gewebereaktionen hervorgerufen (ENDLER 1953).

Polyvinylalkohol (PVA)

PVA ist das Verseifungsprodukt des Polyvinylacetats oder anderer Polyvinylester.



Polyvinylalkohol ist wasserlöslich und etwas hygroskopisch (STOECKERT, WANDEBERG, SCHULZ)

Es sind eine Reihe von Verfahren bekannt, um die Wasserlöslichkeit der PVA-Körper aufzuheben (THINIUS).

"Der PVA als synthetisches Makrokolloid besitzt Verwandtschaft mit den Kohlehydraten, Stärke und Zellulose. Im animalischen Kreislauf wirkt er nicht fremd, er ist gewebefreundlich und wird bindegewebig abgekapselt. Auch unter peinlich eingehaltenen Reaktionsbedingungen treten oft hinsichtlich äußerer Struktur, Viskosität und anderen physikalischen Merkmalen unterscheidbare Abweichungen und spezifische Eigenheiten auf. Noch nicht bekannte Faktoren beeinflussen z.B. auch die ihm eigene Photosensibilität und Resorbierbarkeit in Tier und Mensch. (THINIUS in HEINZE 1955)".

Die hauptsächlichen Eigenschaften des PVA sind Beständigkeit gegen organische Lösungsmittel (Fette, Öle, Treibstoffe), völlige Geschmacklosigkeit, Reizlosigkeit und Ungiftigkeit (THINIUS nach HEINZE 1955). PVA ist gegenüber den einwirkenden Reaktionen des Körpers instabil. Es wird histologisch abgebaut und zerstört (CONTZEN).

BÜRKLE DE LA CAMP (1958) gibt jedoch an, daß PVA eine denkbar geringe Bindegewebsreaktion verursacht und nicht in eine Zelldifferenzierung im Sinne einer malignen Metaplasie (R. HEINZE) führt.

Eine Angabe über den Gebrauch von PVA für den Prothesenbau wird in der Literatur nicht gemacht; doch ist das bei den Eigenschaften nicht verwunderlich.

Polyurethan

Bei den Polyurethanen handelt es sich um Umsetzungsprodukte von polyfunktionellen Isocyanaten mit Polyalkoholen bzw. mit OH-gruppenhaltigen Polyestern (STOECKHERT, SCHULZ).

Je nach der Wahl der Ausgangsstoffe können die Makromoleküle lineare Struktur und damit thermoplastisch sein oder räumlich vernetzte Duroplaste ergeben. In ihrer Grundsubstanz ähneln sie der Eiweißstruktur (WANDEBERG).

Bestimmte Polyurethansorten sind äußerst verschleiß- und abriebfest. Außerdem besitzen sie hohe Strukturfestigkeit, gute Beständigkeit gegen organische Lösungsmittel (Öl, Benzin), Alterungsbeständigkeit und gute elektrische Eigenschaften (FRANZKE und STOECKHERT).

Ein wesentlicher Unterschied bei den Polyurethanen gegenüber den üblichen Polymerisationsverfahren besteht darin, daß die Molekularverknüpfung nicht über Kohlenstoffe, sondern über Heteroatome Sauerstoff und Stickstoff zustande kommt.

Polyurethan hat sich als Material für Endoprothesen nicht bewährt. LOOSEN fand bei der Reoperation eines Patienten, dessen Hüftgelenk nach anfänglich guter Mobilisation wieder versteift war, eine Aufrauung des Plastikkopfes an den Belastungsstellen mit flächenförmigem Abschleiß (MATZEN 1955). "Das umgebende Gewebe war derbnarbig und enthielt Fremdkörperriesenzellen, sowie Fremdkörper, die abgelösten Fasern aus der Oberfläche der Prothese entsprachen (MATZEN)".

TIMMERMANNS verwendete ebenfalls Polyurethan in seiner Prothese "und berichtete über gute Dauerergebnisse (RUCKELSHAUSEN)".

MATZEN (1955) gibt jedoch an, daß TIMMERMANNS 1953 in Münster Hüftkopfprothesen aus Polyurethan mit ausgedehnten Arrosionsfurchen gezeigt hat. TIMMERMANNS war der Ansicht, es handele sich um eine reine Abriebwirkung. MATZEN zeigt aber eine Polyurethanhüftprothese mit deutlichen Spuren einer Andauung am Prothesenrand und im Bereich der Kuppe.

Ebenso wie das Polyurethan als Endoprothesenmaterial hat sich Polyurethan als Knochenleim (z.B. Ostamer) zur Einzementierung der Pro-

these nicht bewährt (MÜLLER 1962, HULLINGER, THURNER).

THURNER stellte bei einer mit Ostamer versorgten Pseudarthrose, die zuerst ein gutes Ergebnis, später aber ein schlechtes Ergebnis aufwies, fest, daß das "Ostamer allmählich von körpereigenen Zellen (zellulär fermentativer Effekt) nach vorheriger Präparation des Kunstharzes abgebaut" wird. Eine Depolymerisation wird dabei nicht angenommen. Es ist aber zu überlegen, ob nicht mangelhaft polymerisierte Restmonomere, vielleicht auch metabolische Substanzen mit ähnlichen toxischen Eigenschaften frei werden, die die beobachteten örtlichen Gewebenekrosen mit verursachen (THURNER).

"Wohl das gesamte abgebaute Ostamer bleibt am Einverleibungsort als Ostamer-Schotter zumeist in Bindegewebszellen eingeschlossen (ostamerophagen) liegen". (THURNER)

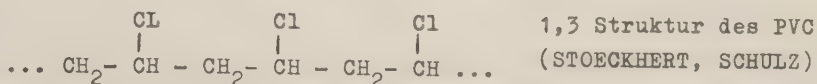
Auch nach BUCKNER und FEISCHE, LEBMANN und GENUI, DI MICOLLI ist das Ostamer nicht resorbierbar und hemmt die Osteogenese. THURNER ist ebenso der Ansicht, daß die Heilungsvorgänge "infolge vorzeitiger Erschöpfung der mesenchymalen Potenz blockiert" werden.

Strukturen eines Tumors konnte THURNER nicht feststellen. ZOLLINGER konnte bei Rattenversuchen eine cancerogene Wirkung des unter Druck stehenden Kunstharzes nachweisen (MÜLLER 1962).

HULLINGER stellte bei Ostamer "eine ausgeprägte toxische Wirkung auf Zellkulturen" fest.

Polyvinylchlorid (PVC)

PVC ist das Polymerisationsprodukt des Vinylchlorids. Es zeichnet sich besonders durch seine hervorragende Chemikalienbeständigkeit aus.



Jedoch greifen einige Lösungsmittel das Material an. PVC besitzt gute Festigkeitseigenschaften. Je nach den angewandten Herstellungsverfahren ändert sich die Kettenlänge und damit auch die Eigenschaften, z.B. das Fließverhalten bei der Verarbeitung.

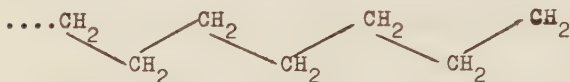
Schlagfestes PVC übertrifft normales Hart-PVC um das Fünfzehnfache in seiner Haltbarkeit bei Schlag- und Stoßbelastung (FRANZKE und STOECKHERT).

Polyvinyl ist eindeutig ungiftig (THINIUS in HEINZE 1955, STOECKHERT). Bei der Verwendung als alloplastischer Gewebersatz konnte in der Chirurgie noch keine kanzerogene Wirkung festgestellt werden (OPPENHEIMER in HEINZE 1955 S. 47). PVC führt zu einer sehr geringen Bindegewebsreaktion und zu keiner Zelldifferenzierung (HEINZE nach BÜRKLE DE LA CAMP.)

Das Polysterol gehört zur Klasse der Vinylharze. Es gilt als das älteste seit 1939 bekannte Polymerisat (THINIUS). "Polysterol ist hart, glasklar, spröde, löslich in aromatischen Kohlenwasserstoffen, Ketonen, außer Aceton, unlöslich in Alkoholen. Polysterol gilt als nicht toxisch (THINIUS nach HEINZE 1955)".

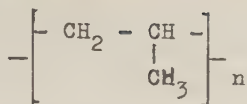
Polyäthylen

Es ist das Polymerisationsprodukt des Äthylens.



Die Eigenschaften werden im wesentlichen durch den Verwendungszweck und durch das Molekulargewicht beeinflusst (STOECKHERT, SCHULZ). Polyäthylen ist sehr gut chemisch beständig, nicht aber lösungsmittel- und gasfest. Es ist beständig gegen fast alle anorganischen und viele organischen Flüssigkeiten (FRANZKE und STOECKHERT). "Das Niederdruckpolyäthylen (z.B. Hostalen G) ist härter als das Hochdruckpolyäthylen, bis 85% kristalliner Struktur mit Molekulargewichten von 10000 bis 3000000. Die Produkte mit höchsten Molekulargewichten haben beste Eigenschaften, sind aber schwerer formbar (WANDEBERG)".

Polyäthylen ist wasserfest (Wasseraufnahme 0,05%). "Polyäthylen wird nach Bestrahlung mit Elektronen sterilisierbar (THINIUS nach HEINZE 1955)". Dem Polyäthylen wird ein indifferentes Verhalten gegenüber menschlichem Gewebe zugeschrieben (SCHOCH 1957, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, HEINZE 1955).

Polypropylen

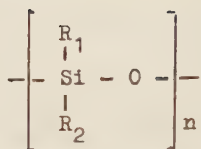
Es ist das Polymerisationsprodukt von Propylen. Je nach Polymerisationsverfahren kann man die drei folgenden Faktoren, die die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Polyäthylens beeinflussen variieren:

- 1) Größe des isotaktischen Anteils,
- 2) Mittleres Mol.-Gewicht
- 3) Mol. Gewichtsverteilung (STOECKHERT).

Das Polypropylen (z.B. Moplen, Hostalen PPH) ist dem Polyäthylen in mancher Hinsicht überlegen. Es erweicht erst bei 165 Grad Celsius. Die Wasseraufnahme ist praktisch gleich null, die Biegefestigkeit recht hoch. Die chemische Beständigkeit entspricht etwa der des Niederdruck-Polyäthylens (WANDEBERG).

Wegen seiner guten mechanischen und chemischen Eigenschaften, seiner geringen Wasseraufnahme und guten Gewebeverträglichkeit wird Polypropylen als Gewebersatz empfohlen (CONTZEN).

(mechanische Werte siehe Tabelle 6).

Silikon

Es sind hochmolekulare Stoffe mit Silicium und Sauerstoff als aufbauenden Kettengliedern. Die Silikone gehören zu den Polykondensaten.

Die Silikonharze, die neben dem thermisch beständigem Siliconkautschuk (Silastic) in der medizinischen Literatur erwähnt werden, sind schwach vernetzte noch lösliche Polymere (STOECKHERT). Für die Eigenschaften des Silikonkautschuks ist es wesentlich, ob er kaltvulkanisiert oder heißvulkanisiert wurde.

Die Zugfestigkeit und die Dehnung normaler Silikongummi ist besonders gut.

Durch Zugabe feinsten Teilchen (z.B. 0,01 μ SiO_2) erreicht man eine höhere Abriebfestigkeit und eine Dehnung bis zu 800% (WANDEBERG). Die Silikonharze sind zunächst niedrigmolekulare Silikone, die bei der Härtung engmaschig vernetzte Polymere bilden und daß zu Duroplasten werden. Die Harze können stark voneinander abweichen. Sie sind unterWärmezufuhr härtbar, also Duroplaste.

Silikonharze sind weitgehend wärmebeständig und nur wenig feuchtigkeitsempfindlich.

In Tierversuchen konnten MOHR und NOTHDURFT nach Implantationen von Silikonkautschuk-Scheiben nachweisen, daß frühestens nach sechs Monaten eine umschriebene, häufig multilokulare Proliferation des Bindegewebes im Kapselinnern - nicht in der unmittelbar dem Implantat anliegenden Zellschicht - auftrat (CONTZEN).

BÜRKLE DE LA CAMP (1958) erwähnt, daß Silikone beim Menschen keine wesentliche Bindegewebsreaktion auslösen und nicht zu einer malignen Zellveränderung führen.

Acrylharze

Es handelt sich um den Sammelnamen für Polymerisate der Acrylsäure und Methacrylsäure sowie der entsprechenden Nitrite. Gewonnen werden sie durch Polymerisation der entsprechenden monomeren Verbindungen, nach verschiedensten Polymerisationsverfahren.

Je nach Polymerisationsverfahren ändern sich die Eigenschaften der Acrylharze (STOECKHERT, SCHULZ).

Wegen den guten technischen Eigenschaften und den geringen Wechselwirkungen mit dem Gewebe hat man in der Medizin verschiedene Derivate ausprobiert, meistens Methacrylharze (z.B. Palacos (s.u.), Paladon (ENDLER 1953, ERHART 1959), Stellon (HUGGLER und FRANCIL-LON 1963), Perspex, Prothoplast, Piorthal (HEINZE 1955, BÜRKLE DE CAMP 1958), PLEXIGLAS (ENDLER 1953 u.a.), Plexidur (ENDLER 1953) und Ossacryl.

CHARNLEY (1961) ermittelte einen Reibungskoeffizienten für Perspex gegen Knochen von 0,4. Die Gelenkfläche schmierte er mit Synovialflüssigkeit von Rindern.

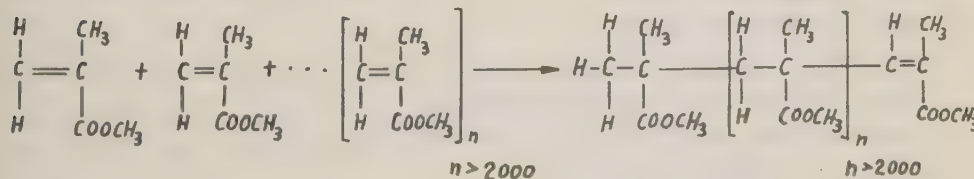
Als alloplastischer Gelenkersatz wurde das Acrylharz in Form des Methyl-methacrylderivats gebraucht (Plexigum, Plexiglas, Plexidur, Perspex, Lucit u.a. (s.o.)) (DORN).

Der chemische Aufbau sieht folgendermaßen aus:



Methacrylsäure+Methacrylalkohol

Methacrylsäuremethyl-Ester (Methacrylat)



Polymerisation des Esters

Das Methacrylat ist ein hochmolekulares Polymerisat.

Bei Methacrylat ist das Bauelement ein Ester, d.h. eine Verbindung aus einer organischen Säure (Methacrylsäure) und aus einem Alkohol (Methyl-Alkohol). Dieser Ester ist das Monomere.

Als ungesättigte Verbindung polymerisiert dieser Ester leicht d.h. es bilden sich Kettenmoleküle, bei denen die ursprünglich kleinen Estermoleküle die Glieder einer Riesenkette werden. Das Plexiglas-molekül z.B. enthält mehr als 2000 solcher Kettenglieder (NITSCHKE, ENDLER 1953).

Der Bau des Plexiglas-moleküls erklärt die hohe chemische Beständigkeit und die geringe Wasseraufnahme.

Ein Polymerisat besteht aber nicht nur aus gleichlangen Molekülketten, sondern es sind auch in einem bestimmten Prozentsatz kurze Ketten von 2-20 Molekülen und nicht so selten auch Restmonomere darin enthalten (ENDLER 1953).

"Die Kettenmoleküle des Plexiglasses liegen üblicherweise wirt durcheinander ohne Orientierung wie bei Fäden eines Wollknäuels. Dadurch sind die Eigenschaften nach allen Richtungen gleichmäßig. Wird Plexiglas gereckt, so orientieren sich die Kettenmoleküle in Reckrichtung; dadurch werden die Festigkeitseigenschaften senkrecht zu dieser erhöht (NITSCHKE nach METZNER)".

Das Methacrylat hat den Nachteil, als thermoplastisches Material mit offenen, also unvernetzten Molekülketten bei Belastung zu kriechen.

Da sich durch die Bearbeitung des Kunststoffes die innere gleichmäßige Molekülverteilung ändert, entstehen je nach Fließbedingungen und Formenkonstruktion die verschiedensten Ordnungszustände der Moleküle, die große Unterschiede in den Eigenschaften des Materials aufweisen können.

Trotz ihrer relativ geringen Härte zeigen die Methacrylate infolge ihres langkettigen molekularen Aufbaues eine große Widerstandsfähigkeit gegen Zug, Druck, Biegung und Schlag, vor allem bei kurz-dauernder Beanspruchung.

Die Dauerfestigkeit und Haltbarkeit der Methacrylatendoprothese

des Hüftgelenkes hat häufig die Erwartungen nicht erfüllt. Das liegt teilweise daran, daß aus der gleichen Fabrikationsserie Stücke wesentlich niedrige Festigkeit besitzen können, ohne daß man es äußerlich erkennen kann. Die Festigkeitswerte (Zug-, Biege-, Druck- und Schlagfestigkeit hat zudem eine gewisse Schwankungsbreite, z.B. wird für Lucite (einem Methacrylat) bei 25°C eine Zugfestigkeit von 417-626 kg/cm² angegeben. Die Schwankungsbreite beträgt also ungefähr ein Drittel (209 kg/cm²) der Maximalfestigkeit (626 kg/cm²) (ENDLER 1953).

Eine weitere Fehlerquelle des Methacrylats ist die Thermoplastizität und stärkere Ermüdbarkeit bei Dauerbeanspruchung, die weitaus höher ist als bei Metallen (ENDLER 1954).

Die Biegefestigkeitswerte nehmen beispielsweise mit steigender Temperatur ab. Während der Bruchwert von Lucit bei -70°C sehr hoch ist, sinkt er bei Körpertemperatur um ca. 50% des Ausgangswertes und erreicht zwischen 80 und 90°C bereits die beginnende Verformung (ENDLER 1953)

ENDLER 1953 zeigt, "daß schon bei Körpertemperatur eine Änderung des molekularen Zusammenhaltens vorhanden ist, die bei dem großen Belastungsausmaß eines Implantates im Hüftgelenk für seine Dauerfestigkeit sicher von Nachteil ist".

NIETZSCHE gelang es durch Vergütung des Plexiglasses, indem er die Kettenmoleküle orientierte, einen Belastungszuwachs von 25% bei höherer Elastizität und eine erhöhte Schlagbiegefestigkeit senkrecht zur Ausrichtung zu erzielen.

Etwas geringer ist der Einfluß der Körpertemperatur bei den später entwickelten Spezialerzeugnissen, bei denen die technischen Eigenschaften zum Teil wesentlich verbessert wurden (Biegefestigkeit 1400 kg/cm², Elastizitätsmodul 32000 bei 20°C (LANGE 1951).

ENDLER berichtet über die Prüfung der Schlagermüdung bei Cast Lucite: Das Dauerschlaggewicht beträgt nur ca. 40% des Maximalwertes, der beim ersten Schlag gerade noch zum Bruch der Versuchsplatte führte. "Es muß nun hinzugefügt werden, daß diese Schlagermüdung auf eine relativ begrenzte Zahl von Schlägen untersucht wurde (160) und es ist durchaus nicht ausgeschlossen, daß auch Stoßbelastungen,

wie sie beim Gehen erfolgen, selbst wenn sie ihrer Größenordnung nach unterhalb der Dauerermüdungsgrenze des Materials liegen, durch ihre enorme Summation bis 70 Millionen Einzelbelastungen und mehr, trotzdem zu Ermüdungsbrüchen führen können (ENDLER 1953)".

Der Ermüdungsfaktor besitzt in bezug auf die Dauerfestigkeit der Implantate eine besondere Bedeutung. ENDLER (1954) schlägt daher vor, Kunststoffe, wie Methacrylat, nur mit einem bestimmten Gewicht, das rund 10-15% der Maximalfestigkeit beträgt (bei einem Sicherheitsfaktor von 2), auf die Dauer zu belasten, wenn man Materialermüdungen sicher vermeiden will.

METZNER und HEINZE schätzen die Dauerfestigkeit auf 25% der Kurzzeitfestigkeit ein.

ENDLER (1953) stellte bei gealtertem Methacrylat eine vermehrte Sprödigkeit und Abnahme seiner Elastizität fest.

Wichtig für eine gute Dauerfestigkeit ist eine einwandfreie Oberfläche des Materials, denn schon haarfeine Risse können die Haltbarkeit des Methacrylats negativ beeinflussen (SCHOCH 1963, ENDLER 1953).

Trotz aller Materialvergütung kam es bei Methacrylaten relativ häufig zu Brüchen (auch bei Prothesenmodellen mit verstärkten Stahlstiften) oder zu starkem Abrieb. (BÜCKLE DE LA CAMP 1958, ERHART, BÖHLER 1963, RUCKELSHAUSEN u.a.).

Die Abriebfestigkeit der Prothesenköpfe aus Methacrylat war nicht gut (ENDLER 1953, HOHMANN, D., YASARGYL, RUCKELSHAUSEN, MÜLLER 1963), wenn auch der Abrieb bei dem vergüteten Methacrylat nicht mehr so groß war wie bei dem anfangs gebrauchten Methacrylat.

An Stellen ungleicher Knochenhärte des Acetabulums wurde das Kopfmaterial facettenförmig abgenutzt (RUCKELSHAUSEN).

Die Wasseraufnahme des Methacrylats beträgt 0,3-0,4% (NITSCHKE, ENDLER 1953, HEINZE 1955).

Die Quellung ist daher gering (NITSCHKE, ENDLER 1953).

Versuche mit Lucite ergaben nach 24 bis maximal 96 stündiger Quellung nur geringe Veränderungen der mechanischen Eigenschaften, wobei sich die Zugfestigkeit um zirka 6% verminderte, während die

Biege- und Schlagfestigkeit kaum beeinflusst wurde (ENDLER 1953). "Wir wissen allerdings nicht genau, ob die Gewebssäfte durch ihr jahrelanges Einwirken nicht doch zu Veränderungen führen, wobei vor allem die Möglichkeit im Auge behalten werden muß, daß die chemisch labileren kurzen Molekülketten durch das Gewebe in das Monomer aufgespalten oder als ganzes herausgelöst werden können (ENDLER 1953)".

"Die chemische Beständigkeit ist gegenüber verschiedenen Agentien nicht immer gleichbleibend. Unter vielen anderen werden sie vor allem von Estern, Ketonen, Alkoholen und verschiedenen anderen Aromaten stark angegriffen und zum Teil auch aufgelöst, während sie im allgemeinen gegen schwache Säuren und Basen, sowie aliphatische Kohlenwasserstoffverbindungen eine größere Widerstandsfähigkeit zeigen (ENDLER 1953)".

Doch kommt es auch bei längerem Einfluß des Gewebes auf die Methacrylate zu keinem größeren Nachteil für die Haltbarkeit des Materials.

SCHOCH gibt an, daß sich nach Untersuchungen von DEBRUNNER, FISCHER GUILLEMINET und MARION manche Methacrylate nicht indifferent gegenüber menschlichem Gewebe verhalten und in analoger Weise zur Metallosis eine Acrylosis provozieren.

Das Polymethylmethacrylat ist in Tierexperimenten auf seine Verträglichkeit gründlich untersucht worden. "Erst 1945 prüften MACKENSIE, SHAEPLESS und MILLARD die Reaktion animalischen Gewebes auf polymeren Kunststoff. Etwa zur gleichen Zeit gaben SPEALMAN, MAN, HAAS und LEASSON ihre Untersuchungen über die Toxizität des monomeren Methacrylates bekannt. 1947 befaßten sich auch VIRENQUE und Mitarbeiter, 1942 TREON, WRIGITT und KITZMÜLLER, 1950 GANI und 1952 HEINRICHSSEN, JANSEN und POULSEN mit tierexperimentellen Implantationen von Plexiglas. Die Fremdkörperstücke wurden hauptsächlich in das subkutane Gewebe und in Muskelgewebe eingepflanzt. Nach wenigen Wochen fand man die Fremdkörper in eine dünne Bindegewebshülle eingelagert, verschiedentlich auch von Fremdkörperriesenzellen umgeben. Eine anhaltende Entzündungsreaktion wurde nie beobachtet. STRACKER, VIRENQUE und Mitarbeiter sowie H.

U. DEBRUNNER untersuchten den Einfluß auf Gewebekulturen. Während STRUCK und VIRENQUE keine Wachstumshemmung oder Störung der Zellmigration beobachteten, mußte DEBRUNNER bei einer Versuchsserie eine statistisch gesicherte Wachstumshemmung mit Fibrocyten durch eine bestimmte Handelsform feststellen.

Über die Gewebereaktionen, die das Plexiglas im menschlichen Körper auslöst, liegen bisher nur wenige Mitteilungen vor (WOLF und WALKER, JUDET und Mitarbeiter, DEBRUNNER) (MITTELMEIER und SINGER).

Für die früher von KÜNTSCHER beobachteten Reizerscheinungen nach 3 bis 4 Jahren dürfte der noch nicht genügende Polymerisationsgrad eine Rolle spielen.

Der K-Wert (die Eigenviscosität nach FINKENTSCHER für hochmolekulare Substanzen in Lösung) der alten Plexiglassorten liegt bei etwa 120, während heute K-Werte von 140 erreicht werden (HEINZE 1955).

Außerdem werden die alten Plexiglassorten mit einem Weichmacher behandelt; heute werden die Methacrylate in der Regel ohne Weichmacher hergestellt. Möglicherweise haben die Weichmacher einen Einfluß auf die Dauerverträglichkeit (MATZEN nach HEINZE 1955). Das Monomer des Polymethacrylats zeigt bei Gewebekulturen (Fibrozyten) in vitro toxische Eigenschaften (HULLIGER, WILTSE, HUGGLER). Auch im Gewebe verursachen die Monomere und die kurzen Molekülketten, auch schon in geringer Konzentration Reizungen (SCALES, ENDLER 1953).

Von reinem, zusatzfreiem Polymethacrylat, das in den letzten Jahren verwendet wurde, wird angenommen, daß es die Zellvitalität nicht herabsetzt oder cytotoxische Reaktionen auslöst (REHN, J., ENDLER 1953, HEINZE 1955, SCHOCH 1957, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, DORN, NITSCHKE, MITTELMEIER und SINGER, CHAPCHAL, HALSHOFER, DEBRUNNER, HUGGLER 1964).

Der Fremdkörper als solcher löst nach der Implantation durch seine mechanische Einwirkung auf das Gewebe Reaktionen aus, wodurch der Organismus neue Strukturen hervorbringt, die einwandfrei auf die damit verbundenen Funktionsreize zurückzuführen sind (DEBRUNNER, HALSHOFER, CHAPCHAL, SCHOCH 1957, BÜRKLE DE LA CAMP 1958,

MITTELMEIER und SINGER).

Kleine Stücke von Plexigum werden nur durch eine dünne fibröse Bindegewebskapsel umgeben (sehr selten wird Kalk eingelagert (ENDLER 1953)), während große Stücke eine stärkere Gewebsreaktion zur Folge haben, so daß um den Fremdkörper ein Tubus mit membranöser Auskleidung entsteht.

Bei der Acryl-Arthroplastik bildet sich im Knochenkanal eine bindegewebige Prothesenhülle mit einigen Riesenzellen, deren Aufbau von konstanter Art zu sein scheint (JUDET, HERBERT, DEBRUNNER u.a.). "Die obere Schicht sei feinfaserig und kapillarreich und werde an der Oberfläche stellenweise von epithelartig gelagerten Abschlußzellen bedeckt, von denen DEBRUNNER glaubt, daß sie Fremdkörperriesenzellen entsprechen; die nächst tiefere Zone bestehe vorwiegend aus derben, oberflächenparallelen kollagenen Faserbündeln; die dritte, tiefste, an den Knochen grenzende Zone zeige dagegen unregelmäßigen Faserverlauf und sei wiederum gefäßreicher; verschiedentlich könnten in der bindegewebigen Prothesenhülle - es handelt sich dabei nur um die Stielkanalauskleidung - angiomatöse Gefäßstrukturen beobachtet werden (MITTELMEIER und SINGER)".

Bemerkenswert ist, daß sich bei einem Teil der Fälle im Schenkelhals um die bindegewebige Auskleidung des Stielkanals eine geschlossene zirkuläre Knochenlamelle ausgebildet hatte MITTELMEIER und SINGER, METZNER, SCHOCH).

Das Kapselregenerat wird mit einer Synovialis ausgestattet, die Gelenkpfanne mit Faserknorpel ausgekleidet; auch das Prothesenaufleger erhält einen Bindegewebsüberzug mit synovialer Oberflächendifferenzierung. Durch mechanische Gewebsüberlastung können an den neugebildeten bindegewebigen bzw. faserknorpeligen Gelenkabschnitten entzündliche oder degenerative Reaktionen eintreten z.B. Zerstörung des Bindegewebsüberzuges (MITTELMEIER und SINGER).

Sehr wichtig ist für einen brauchbaren Kunststoff eine einwandfreie Sterilisierbarkeit.

METZNER weist darauf hin, daß Plexiglas nicht leicht zu sterilisieren ist, da es bei 100°C bereits so weich ist, daß es plastisch verformbar wird. Er sterilisierte das Methacrylat in Sublimatlösung.

sung, in der er den Kunststoff auch bis zum Gebrauch lagerte.

Nachdem das Methacrylat einen Monat in Sublimatlösung gelegen hatte, konnten bei der chemisch-analytischen Untersuchung nur Spuren von Quecksilberverbindungen in der Oberflächenzone des Materials nachgewiesen werden.

M. LANGE schreibt jedoch, daß eine Sterilisation von Methacrylat bei 140°C möglich ist.

Hingewiesen sei noch auf die leichte Bearbeitbarkeit des Plexiglasses (METZNER u.a.).

Seit einiger Zeit werden die Kopf- und Pfannenprothesen einzementiert, um eine enge Verbindung vom alloplastischen Material zum lebenden Gewebe zu schaffen und um ein späteres Wackeln und Knochenabbau zu verhindern.

Als Fixationsmittel wird ein schnellhärtendes Methacrylat gebraucht z.B. Stellon (HUGGLER und FRANCILLON 1963, MÜLLER 1962 und 1963, WITT 1965, RUCKELSHAUSEN, HUGGLER 1964, HULLINGER, CHARNLEY). Gibt man das noch flüssige Gemisch von Palacos-Monomer und Polymer zu Kulturen, so sterben die Zellen ab. Die zytotoxische Wirkung beruht auf den Monomeren (MÜLLER 1962, HUGGLER und FRANCILLON 1963).

Die während des Polymerisationsvorgangs erfolgende Wärmeabgabe kann für das Gewebe nicht als indifferent angesehen werden. Als Reaktionstemperatur geben THOMALSKE 76°C und CARSTENSEN 96°C an (CONTZEN (1967)).

Die Reaktionstemperatur läßt sich aber durch Änderung des Mischungsverhältnisses und die einzelnen Mischungsbestandteile des Kunststoffes verändern.

ZOLLINGER fand in der Umgebung von Palacos bei Sektionen 6 und 12 Monate nach der Operation keine reaktiven Erscheinungen wie Bildung von Granulationsgewebe und keinen Abbau. Er bezeichnete Palacos als gewebefreundlich (MÜLLER 1962, HUGGLER).

Das physikalische Verhalten, besonders das Elastizitätsmodul kommt demjenigen der Compacta eines Oberschenkels sehr nahe (HUGGLER und FRANCILLON 1963).

Polyamide

Polyamide sind Kondensationsprodukte von Diaminen mit Dicarbonsäuren, z.B. Adipinsäure und Hexamethyldiamin, oder auch Kondensationsprodukte von Aminosäuren bzw. deren Lactamen z.B. Caprolactam. Sie enthalten die typische Gruppe $\begin{array}{c} \text{H} \quad \text{O} \\ | \quad || \\ - \text{N} - \text{C} - \end{array}$ (STOECKERT, SCHULZ).

In ihrem chemischen Aufbau und auch in ihren Eigenschaften kommen sie den natürlichen Eiweißstoffen nahe. Polyamide sind leicht zu verarbeiten.

Die technisch wichtigsten Polyamide lassen sich in zwei Gruppen einteilen:

Gruppe A: (Dicarbonsäure und Hexamethyldiamin) z.B.: Polyamid A, Ultramid A (und 6A), Nylon, Ultramid S.

Das Molekulargewicht beträgt etwa 12000 bis 15000.

Gruppe B: (ω - Aminosäuren wie Caprolactam) z.B.: Polyamid B, Ultramid B, Supronyl, Durethan BK, Ultramid BM, BMF und Perlon, Supramid B (früher Igamid B).

Molekulargewicht von etwa 11000 bis 15000.

Sowie

Gruppe C: Die Polyurethangruppe. Sie ist ihrer chemischen Natur nach ein Zwischenglied von Polyester und Polyamiden. Sie besteht aus zweiwertigen Isocyanaten und zweiwertigen Alkoholen. Auch sie haben einen eiweißähnlichen Aufbau.

Z.B.: Supramid, Supramid extra, Polyurethan (WANDEBERG).

Nach BECK und SCHAUPP weicht die Wasseraufnahme der verschiedenen Polyamidarten stark voneinander ab. Sie liegt zwischen 4 und 13% (nach dem 7. Tag zwischen 4 und 10%) (WANDEBERG und HEINZE 1955).

Die Molekülketten der Polyamide ordnen sich in bestimmten Ebenen mit den C-Atomketten übereinstimmend zusammen, so daß eine Form länglicher flacher Pakete entsteht. "Die röntgenographischen Untersuchungen lassen den Schluß der Wasserstoffbindung zwischen zwei Nachbarketten (COHN) zu. Daraus erklärt sich der hohe Schmelzpunkt der Polyamide (über 250°C) und zum anderen die hohe Reißfestigkeit der Folien und Fasern. Eine ungeordnete Knäuelung der

Ketten ist ausgeschlossen (HEINZE)".

Die Polyamide A und B verursachen eine relativ geringe Gewebereaktion und führen nicht zu einer malignen Gewebseentartung und weisen gute Anfangserfolge auf (MATZEN nach HEINZE 1955, REHN, J., SCHOCH 1957, BÜRKLE DE LA CAMP 1958, Fa. DYNAMIT NOBEL).

SPERLING fand in einem Tierexperiment mit Ratten, daß fein vermahlenes Polyamid A und B innerhalb eines Jahres resorbiert wird. An implantierten erbsgroßen Perlonstücken konnte er nach einem Jahr deutliche Arrosionsspuren nachweisen (MATZEN nach HEINZE 1955). LINDNER und SCHWAIGER berichteten 1947 von Supramid B, daß es gut gewebeverträglich ist und "von eiweißspaltenden Fermenten nicht abgebaut wird".

Amerikanische Wissenschaftler stellten fest, "daß bei den Polyamiden die Stickstoffgruppe beim Zerfall der chemischen Struktur im Körper zur Gewebsunverträglichkeit geführt hat, wie überhaupt die Stickstoffgruppe zerfallender organischer Verbindungen häufig ein Gewebsgift darstellt (METZNER)".

Polyamid B besitzt wie andere Polyamide die unangenehme Eigenschaft zu quellen. METZNER gibt einen Wert für die Wasseraufnahme des Polyamid B mit 12% an und ist der Ansicht, daß durch die Quellung in einem Teil der Fälle mit einer Sprengung des Knochens zu rechnen ist. Durch Aufnahme von Feuchtigkeit werden Polyamide weicher und zäher (CONTZEN 1967).

Die hohe Feuchtigkeitsaufnahme führte auch die Firma DYNAMIT NOBEL A.G. (Troisdorf/Rhld.) auf unsere Anfrage (1964) zur Verträglichkeit und Haltbarkeit von Polyamid als Material für Hüftendoprothesen an. Sie waren ferner der Ansicht, daß sich das Material unter dem Einfluß der Wechselwirkung mit dem Körper nicht indifferent verhalten werde. Neben der Resorption trete eine relativ hohe Abnahme der Oberflächenhärte des Materials ein.

Nylon war der Belastung nicht gewachsen und wurde nicht getragen. Der postoperative Schmerz wird auffallend oft erwähnt, relativ oft auch Infektionen (HACKENBROICH 1955).

Doch ist hier - wie bei allen Alloplastiken - eine allgemeingülti-

ge Aussage schwierig, da das Ausgangsmaterial recht unterschiedlich ist.

Die Endoprothesen aus Nylon und anderen Polyamiden sind wegen der angegebenen Schwierigkeiten aufgegeben worden (HACKENBROICH 1955, LANGE 1962, CONTZEN 1962, HINCHEY 1964).

Polytetrafluoräthylen

Polytetrafluoräthylen (z.B. Teflon-TFE, Hostaflon TF) ist das Polymerisationsprodukt von Tetrafluoräthylen.



Der kristallisierte Kunststoff hat hervorragende chemische Beständigkeit, Lösungsmittelbeständigkeit und ist völlig geruchlos. Er besitzt sehr gute elektrische Eigenschaften und eine hohe Wär-

mefestigkeit (bis 280°C). Teflon ist gegen alle im Körper vorkommenden Verbindungen beständig.

Eine normale thermoplastische Verarbeitung ist nicht möglich. Formgebung erfolgt durch Sintern unter relativ hohem Druck oberhalb des Umwandlungspunktes (STOECKERT). Der vorgepreßte Körper schrumpft im Laufe des Sintervorganges um 10%. Die Wasserabsorption ist sehr gering (ca. 0,01%) (WANDEBERG, CONTZEN, SCHULZ).

Teflon weist von allen bekannten Kunststoffen den geringsten Reibungskoeffizienten auf (WANDEBERG, MÜLLER 1962, HUGGLER und FRANCHILLON 1963). Dank seiner seifigen Oberfläche hat Polytetrafluoräthylen selbstschmierende Eigenschaften. "Teflon auf Teflon entspricht der Reibung eines Eisblockes auf Eis (WANDEBERG)".

Der Reibungskoeffizient von Teflon auf Stahl beträgt bei Temperaturen bis 200°C nur 0,04 (im normalen Gelenk 0,01 - 0,02). Bei Behandlung der Reibungsflächen mit Schmiermitteln wird der Reibungskoeffizient von Polytetrafluoräthylen nicht verbessert, sondern verschlechtert (RUCKELSHAUSEN, WANDEBERG).

Diese Tatsache ist bei der Verwendung von Teflon für Endoprothesen sehr wesentlich, da doch immer etwas Gewebeflüssigkeit zwischen die Gelenkflächen kommt.

"Bewettete Prothesen zeigten nach 5 Jahren keine Veränderung (WANDEBERG)". CHARNLEY verminderte die Reibung zwischen Teflonpfanne und Prothesenkopf und das Drehmoment dadurch, daß er den Hüftkopf-Durchmesser nur 22 mm groß machte. Daraus resultiert aber ein größerer Flächendruck (NEFF 1963).

Wegen seiner guten chemischen und mechanischen Eigenschaften und seiner biologischen Indifferenz (wenigstens innerhalb einiger Jahre) schien Teflon ein geeignetes Material für Hüftendoprothe-

sen zu sein (CHARNLEY, MÜLLER 1962, NEFF 1963, HUGGLER und FRANCILLON 1963, WITT 1965, RUCKELSHAUSEN).

MÜLLER (1963) beobachtete nach 1-2 Jahren immer wieder chronische nichtinfizierte Exsudate. Dabei ist fraglich, ob die Ursache der Reaktion das Teflon ist (wie CHARNLEY vermutet) oder ob es sich um eine Spätreaktion auf das Einzementierungsmaterial (Methacrylat) handelt.

Da Teflon hitzefest ist, macht die Sterilisierung keine Schwierigkeit (RUCKELSHAUSEN).

NEFF und RUCKELSHAUSEN experimentierten ebenso wie CHARNLEY, HUGGLER und FRANCILLON, MÜLLER mit einer "Totalen Hüftendoprothese" aus Metall und Teflon.

Teflon führt bei einer Belastung von 42 kg/cm^2 zu 1%iger Deformation. Wechselgerichtete Belastungen oberhalb dieser Grenze führen zu einem Auswalken des Teflonlagers. Deshalb sollte nach der Ansicht von RUCKELSHAUSEN diese Deformationsgrenze nur zu 75% ausgenutzt werden.

RUCKELSHAUSEN berechnete für Teflon (Deformationsgrenze 42 kg/cm^2) und einem Körpergewicht von 90 kg nach der Formel von PAUWELS einen Hüftkopfdurchmesser von 33 mm. (Nähere Einzelheiten wurden im Kapitel "Die Problematik der Kunststoffe bei der Allo-Arthroplastik des Hüftgelenks" abgehandelt.)

$$d = \sqrt{\frac{4 G 4}{\pi P_{\max}}}$$

Für den Prothesenkopf nach CHARNLEY errechnet man mit obiger Formel einen Flächendruck von 95 kg/cm^2 , also mehr als das doppelte des technisch zulässigen.

"Deshalb ist schon theoretisch mit einem Auswalken der Prothese nach CHARNLEY zu rechnen, wie es sich dann in der Praxis auch zeigte (RUCKELSHAUSEN)".

MÜLLER (1963) beobachtete in etwa 20% der Fälle schon nach einem Jahr einen erheblichen Kaltfluß; ähnlich auch HUGGLER und CHARNLEY.

Da auch die Abriebfestigkeit des einfachen Teflons auf lange Sicht nicht gut war (HUGGLER und FRANCILLON 1963, RUCKELSHAUSEN), wurden

Teflonarmierungen (z.B. Teflon mit Glasfaser, Graphit, Glimmer, Kupfer, Asbest, Molybdän-Disulfid) verwandt (HUGGLER und FRANCILLON 1963).

Fluorosint (eine Teflonarmierung mit Glimmer hat bei etwa gleichen chemischen und physikalischen Eigenschaften wie reines Teflon 10 mal größere Abriebfestigkeit als einfaches Teflon (HUGGLER und FRANCILLON 1963). Die armierten Teflonprothesen haben aber eine größere Reibung als reines Teflon, wodurch wieder die Gefahr der Instabilität der Verankerung von Acetabulum und Femurschaft vergrößert wird (RUCKELSHAUSEN).

Die biologische Verträglichkeit dieser Prothesen ist sehr fraglich, da der entstehende Abrieb nicht nur aus inaktivem Rein-Teflon besteht, sondern auch aus chemisch und biologisch aktiven Stoffen.

Aus diesem Grund wird armiertes Teflon von RUCKELSHAUSEN, MÜLLER (1963) u.a. nicht für Hüftendoprothesen verwendet.

RUCKELSHAUSEN blieb bei Teflon. Um den Kaltfluß einzuschränken, faßte er die Pfanne mit einer Metallschale ein. Zusätzlich vergrößerte er den Kopfdurchmesser über 33 mm und erreichte so eine kleinere Flächenbelastung.

Anmerkung: Neueste Untersuchungen der Orthopädischen Universitätsklinik Bonn über Teflon- und 40% -glasfaserverstärkte Teflonimplantate an Ratten haben nach kurzer Zeit zu Intoxikationserscheinungen im Sinne einer Fluorintoxikation geführt. Daher scheinen diese Materialien auch als Endoprothesenmaterial beim Menschen auf lange Sicht hin unbrauchbar zu sein.

Zusammenfassung der Materialeigenschaften in einer Tabelle

In der Zusammenfassung werden die mechanischen, chemischen und biologischen Eigenschaften an Richtwerten der verschiedenen Materialien (Tabelle 5 und 6) miteinander verglichen, nach Angaben von WANDEBERG, HEINZE (1955), FRANZKE und STOECKERT, die Hütte, LUDWIG.

TABELLE 5

Übersicht der chemischen Beständigkeit einiger Kunststoffgruppen (nach WANDEBERG).

Beständigkeit gegen Dauereinwirkung bei 200°C von:	Poly- amide A u. B	Poly- ure- than	Poly- äthy- len	Poly- fluor- ole- fine	Silikon Kaut- schuk hart- gewebe	Poly- acry- late	Polyvi- nylchlorid (hart)
Säuren, konzent.	-	-	0	+	-	-	+
Säuren, schwache	-	0	+	+	+	+	+
Laugen, konzent.	-	-	+	+	-	-	+
Laugen, schwache	+	0	+	+	0	+	+
Alkohole	+	-	+	+	0	0	+
Ester	+	+	0	+	0	-	-
Ketone	+	0	0	+	-	-	-
Äther	+	+	0	+	-	-	-
Chlorkohlenwasser- stoffe	+		-	+	-	-	-
Benzol	+	0	-	+	+	+	-
Benzin	+	+	-	+	+	+	-
Treibstoff	+	0	-	+	-	-	-
Mineralöl	+	+	0	+	+	+	+
Tierische und pflanz- liche Öle und Fette	+	+	0	+	0	+	+

+ = beständig

- = unbeständig

0 = bedingt beständig

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Problemstellung

Bis zum Ende der 50-iger Jahre waren es nur einzelne bestimmte Metalllegierungen, V4A und Vitallium, die als Material für Hüftendoprothesen den mechanischen, chemischen und mechanisch-biologischen und biologischen Anforderungen standhielten.

Die bis zu jener Zeit für die Hüftarthroplastik verwandten Kunststoffe waren zwar teilweise gewebsfreundlicher und zeigten anfangs auch mechanisch zufriedenstellende Ergebnisse; doch kam es im Laufe der Zeit durch Materialermüdung, Fließen, erhöhte Reibung, Abrieb und nicht selten auch durch Frakturen der Endoprothesen zu mechanischem Versagen, gesteigerter Gewebereizung mit starken Schmerzen und Bewegungseinschränkung oder völliger Bewegungsin-suffizienz.

Die Ursache bestand teilweise darin, daß der Kunststoff z.B. Polyurethan und Polyamide nach einiger Zeit vom Körper arrodiert und resorbiert wurde.

Teilweise lag es aber auch daran, daß das Material zuvor eine gleichgroße Einzelbelastung im Kurzzeitversuch aushielt, aber bei längerer Belastung bereits versagt hätte. Als sehr wesentliches Moment kommt hinzu, daß im Hüftgelenk keine statische Einzelbelastung z.B. Druck auf die Endoprothese wirkt, sondern daß es sich um kombinierte Belastungen wie Druck, Biegung, Scherung, Torsion, Reibung u.a. handelt.

Wie uns Ingenieure des Kunststoff-Instituts der Technischen Hochschule in Aachen bestätigten, findet bei Kombination von mehreren derartigen Belastungen eine Summation statt, die das Endergebnis der Gesamtbelastbarkeit gegenüber den statisch errechneten Einzelwerten ganz erheblich abändert.

Erfahrungen über die Größenordnung der Wertänderung liegen jedoch nach Auskunft der Ingenieure nicht vor, da es bisher dafür noch keine einheitlichen Prüfbedingungen oder Prüfvorschriften gibt.

Legt man die empirisch gewonnene Gesamtbelastbarkeit von 25 Prozent (HEINZE, METZNER) (oder ca. 12% bei einem Sicherheitsfaktor 2 (END-

LER 1954, MITTERMEIER und SINGER)) der zulässigen maximalen Einzelbelastung zugrunde, so scheiden fast alle Kunststoffe theoretisch aus, wenn man die Belastung berücksichtigt, die auf die Hüftendoprothese einwirkt.

Endoprothesen nach MOORE, THOMPSON u.a. aus V4A und Vitallium, die mit einem Methacrylat-Präparat im Knochen einzementiert werden, haben sich in den meisten Fällen bewährt.

In der großen Festigkeit und Stabilität der metallischen Endoprothese liegt ein großer Vorteil gegenüber den Kunststoff-Prothesen, zugleich aber auch ein Nachteil: Die Metalle sind kaum in der Lage, Stöße, die auf das Hüftgelenk treffen, abzupuffern. Beim normalen Hüftgelenk macht das der Knorpel und Knochen; bei der Kunststoff-Endoprothese puffert das alloplastische Material die Stöße etwas ab, wenn auch schlechter als das körpereigene Gewebe.

So kommt es bei Metallendoprothesen leichter zu Ab- und Umbauvorgängen am Knorpel und Knochen der Pfanne. Die Schäden häufen sich, wenn das Pfannengewebe schon pathologisch ist. z.B. wenn es von Zysten durchsetzt ist.

Diese Gründe führten neben weiteren zur Entwicklung der Totalen Hüftendoprothese.

Das Problem bestand nun darin, zu der Endoprothese aus einer Metall-Legierung ein geeignetes Material für die Hüftpfanne zu finden. Das gleiche Material schied wegen Reibungs- und Schmierungsproblemen aus. Ebenso auch ein anderes Metall, durch das zusätzlich ein galvanisches Element geschaffen würde. So blieb nur eine Pfanne aus Kunststoff übrig.

Verschiedene Wissenschaftler (CHARNLEY, HUGGLER und FRANCILLON, NEFF, RUCKELSHAUSEN u.a.) suchten und suchen noch nach einem geeigneten Kunststoff.

Sie entwickelten verschiedene Prüfverfahren mit kombinierten (dynamischen) Belastungsmöglichkeiten.

Hingewiesen sei z.B. auf den Amsler'schen Hochfrequenzpulsator, der zur Materialprüfung von Pfannen- und Kopfprothese dient (HUGGLER und FRANCILLON 1963). DUFF-BARCLAY beschreibt eine weitere

Konstruktion, mit der in Amerika einige Materialien untersucht wurden.

Seit einigen Jahren beschäftigen wir uns in der Orthopädischen Klinik der Universität Bonn auch mit der Frage, welcher Kunststoff die für die Totale Hüftendoprothese geforderten Eigenschaften besitzt.

Zu diesem Zweck wurden von Dr. Ing. H. MUCK ein Prüfapparat konstruiert, mit dem es möglich ist, annähernd physiologische Belastungsqualitäten zu erreichen. Wir stellten uns die Aufgabe, bei den infrage kommenden Materialien (Silikon, Polytetrafluoräthylen, Polytetrafluoräthylen glasfaserverstärkt und Polyphenylenoxyd) die Reibungsverhältnisse, d.h. den Materialabrieb, und die durch den kalten Fluß der Kunststoffe entstehende Verformung der kunststoffgefüllten Hüftgelenkspfanne unter der beim Gehen wechselnden Druckbelastung zu prüfen.

Angaben über die Belastbarkeit von Kunststoffen in Lagern sind sehr spärlich. Die Dansk Thermoplastik gibt für Nylon in ihren Prospekten als Faustregel an, daß das Produkt aus Druck (in Kg/cm^2) und Umfangsgeschwindigkeit (in m/min) 300 nicht überschreiten soll. Für Nylon Dt 31/21 wird weiter als erlaubte Belastung bei niedrigen Umfangsgeschwindigkeiten von 4-5 m/min ohne Schmierung eine Belastung bis 38 Kg/cm^2 angegeben. Nach der gleichen Literaturstelle ist die zulässige Umfangsgeschwindigkeit bei Schmierung mit Wasser zehnmal so hoch; also 50 m/min .

In unserer Prüfapparatur liegen folgende Belastungsverhältnisse vor:

$P = 400 \text{ kg}$. Durch auswechseln einer Feder ist es möglich, die Belastung auf $P = 200 \text{ kg}$ zu reduzieren.

Innenfläche der Pfanne (30 mm $\varnothing$) = 8cm^2 . Die Belastung pro cm^2 beträgt folglich $400 \text{ kg}/8\text{cm}^2 = 50 \text{ kg/cm}^2$.

Die Umfangsgeschwindigkeit beträgt $v = 2r\sqrt{n} = 5\text{m/min}$ bei Trockenlauf bzw. nach der Faustformel $300/50 = 6\text{m/min}$.

In unserem Fall ist $2r$ gleich 0,03m. Die Rotation beträgt nicht 360 Grad, sondern in beiden Bewegungen 45 Grad plus 45 Grad gleich 90 Grad d.h. ein Viertel Kreisumfang.

Daher sind die maximalen Umdrehungen (U_{max}):

$$U_{\max} = \frac{v}{\frac{2r\pi}{4}} = \frac{6 \times 4}{2 \times 0,015 \times 3,14} = 253 \text{ Upmin.}$$

Versuchsanordnung

Bei der Pfanne unserer Prüfapparatur gingen wir von folgender Voraussetzung aus: Der Durchmesser des glattpolierten Oberschenkelprothesenkopfes aus Vitallium beträgt überall 44 mm. Dieser Kugelpopf wird in einem Winkel von 45 Grad bewegt.

Die "Hüftgelenkspfanne" wird rechtwinklig dazu ebenfalls in einem Winkel von 45 Grad bewegt.

Der lichte Durchmesser unserer Kunststoff-gefütterten Pfanne ergibt sich aus einem Winkel von 90 Grad vom Mittelpunkt der Kugel und beträgt 30 mm. Dieser Durchmesser der Pfanne entspricht der Belastungsfläche einer Hüftgelenkspfanne bei einem Schenkelschenkel-Schaftwinkel von 125 Grad (MUCK). Da der kalte Fluß der Kunststoffe aber in erster Linie durch die pro Flächeneinheit wirkende Kraft beeinflusst wird, muß bei einem mechanischen Prüfgerät die tatsächliche Belastungsfläche berücksichtigt werden. Die physiologische Größe der Hüftgelenkspfanne kann dagegen vernachlässigt werden.

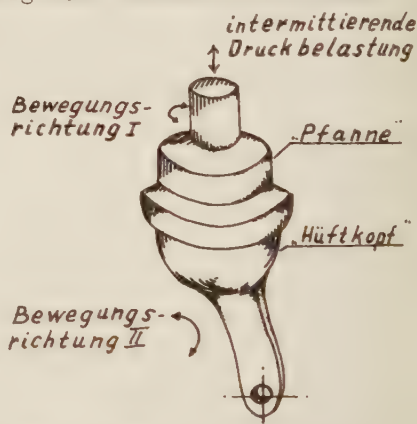


Abb. 6 zeigt die verschiedenen Bewegungen, die in der Prüfmaschine simultan ausgeführt werden.

Abb. 6

Als durchschnittliche tägliche Gehleistung werden 15 km in 3 Stunden (d.h. 5 km/h) bei einer durchschnittlichen Schrittlänge von 0,75 m zugrunde gelegt.

5 km/h entsprechen 6666 Schritten/h, d.h. ca. 111 Schritte pro Minute.

Die Pfanne soll mit einem Gesamtdruck von 400 kg auf den Kugel-

kopf drücken. Der Druck wirkt intermittierend in der Standphase. Bei einem Pfannen-Durchmesser von 30 mm beträgt die Fläche der Pfanne ca. 8 cm^2 ; der Anpreßdruck beträgt folglich $400 \text{ kg}/8 \text{ cm}^2 = 50 \text{ kg}/\text{cm}^2$.

Bei jeder Umdrehung der Maschinenhauptwelle werden zwei Schritte nachgeahmt. 111 Schritte in der Minute entsprechen also 55 Umdrehungen pro Minute (Upmin).

Während einer täglichen Gehleistung von 15 km in 3 Stunden werden $3 \times 60 \times 111 = \text{ca. } 20000$ Schritte gemacht, die 10000 Umdrehungen der Maschinenhauptwelle entsprechen.

Da die Maschine wahlweise drei verschiedene Umdrehungen an der Hauptwelle machen kann (162, 227, 370 Upmin), ergeben sich folgende Berechnungen:

1) Bei 162 Upmin ergibt sich:

Versuchsdauer:	- Tage	1 Stunde	2 Minuten :	gleich "1 Tag"
	1 Tag	7 Stunden	26 Minuten:	gleich "1 Monat"
	15 Tage	17 Stunden	10 Minuten:	gleich "1 Jahr"

2) Bei 227 Upmin ergibt sich:

Versuchsdauer:	- Tag	- Stunde	44 Minuten:	gleich "1Tag"
	- Tag	22 Stunden	18 Minuten:	gleich "1Monat"
	11 Tage	3 Stunden	4 Minuten:	gleich "1Jahr"

3) Bei 370 Upmin ergibt sich:

Versuchsdauer	- Tag	- Stunden	27 Minuten:	gleich "1Tag"
	- Tag	12 Stunden	17 Minuten:	gleich "1Monat"
	6 Tage	3 Stunden	3 Minuten:	gleich "1Jahr"

Umgekehrt entsprechen einer Laufdauer des Prüfgerätes von 24 Stunden:

bei 162 Upmin	23 "Tage"	Tragzeit,
bei 227 Upmin	33 "Tage"	Tragzeit,
bei 370 Upmin	53 "Tage"	Tragzeit.

Unser Prüfapparat (Foto 1) wurde von den Herren Dr.Ing. H. MUCK und Dr. med. H. MUCK entworfen und von unserem Orthopädiemechanikermeister, Herrn JAKOBS, gebaut.

Foto 1 a:

Prüfmaschine in Vorderansicht.

Links im Vordergrund befindet sich die Feineinstellung für die Belastung.

Durch den oberen Gummischlauch fließt die Kühlflüssigkeit zu, durch den unteren ab.

Hinter dem senkrechten Stahlträger in der Mitte des Bildes befinden sich "Hüftkopf" und "Hüftpfanne".

(Einen detaillierten Eindruck gibt das Foto 1 b).

Foto 1a

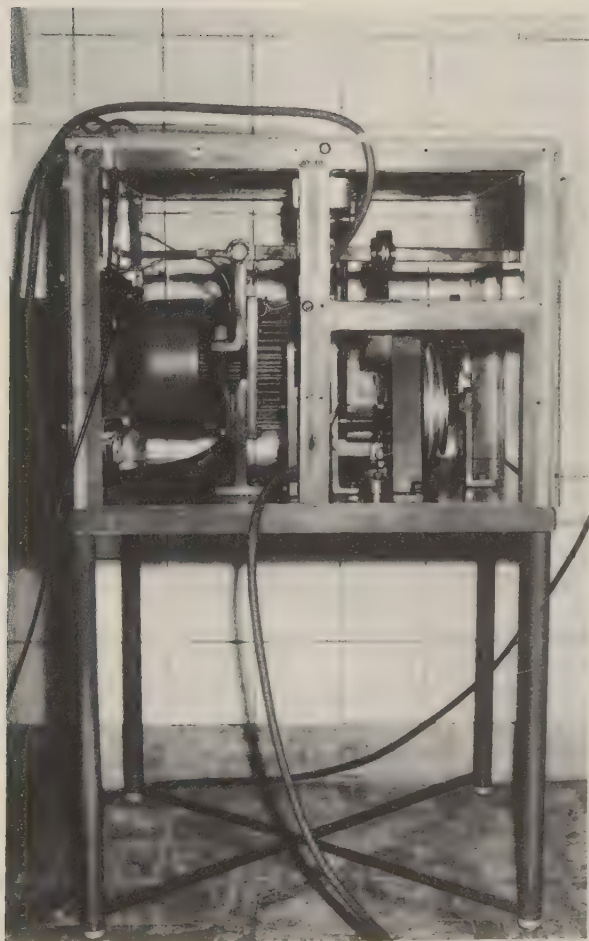
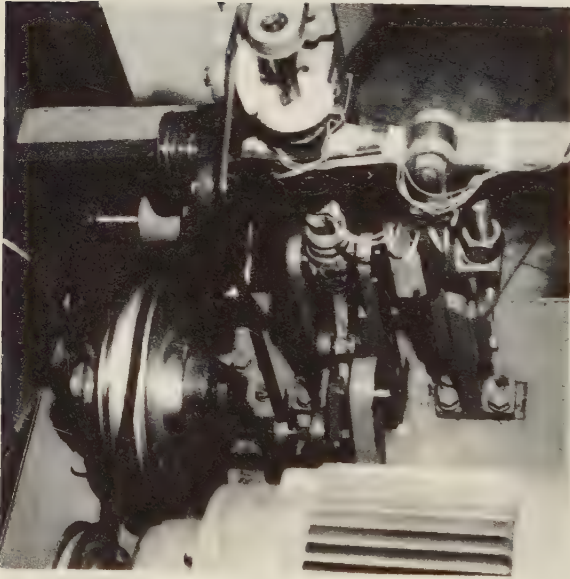


Foto 1b

Foto 1 b:

Prüfmaschine in Draufsicht, von hinten oben fotografiert. In der Mitte des Fotos ist der blankgeschliffene "Hüftgelenkskopf" aus Vitallium und eine Kunststoffpfanne (PPO) sichtbar.

Das Foto zeigt auch die Befestigung und Ableitung der Dehnungsmeßstreifen.

Berechnung und Ausführung

Die kombinierte intermittierende Belastung der eingespannten Materialien geschieht folgendermaßen:

Die Belastung erfolgt durch eine Feder mit einem Anpreßdruck von 50 kg/cm^2 .

Eine genaue Belastungseinstellung erfolgt durch Verändern der Höhe h des Auflagers (links in Abb. 7). Durch einen Elektromotor wird über einen Keilriemen ein Exzenter angetrieben, der den Federdruck intermittierend aufhebt. Während der maximalen Belastung bewegt sich der Vitalliumkugelskopf der Endoprothese in einem Winkel von 45° zu der Pfanne. Zum zweiten dreht sich gleichzeitig die Pfanne um 45° um ihre Längsachse (Abb. 6 und 7.)

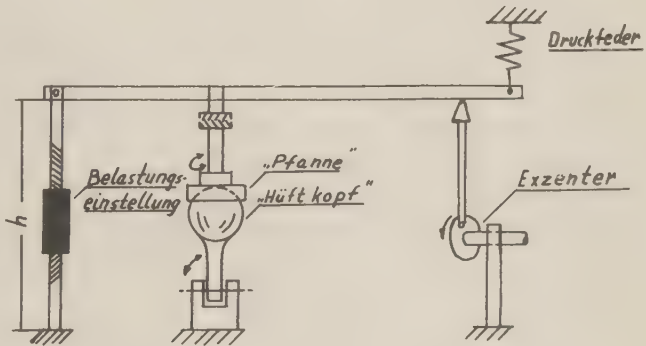


Abb. 7
(Prinzip des Prüfapparates)

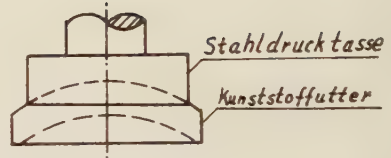
So wird bei an- und abschwellender Belastung das Pfannenmaterial gleichzeitig auf Druck, Biegung, Torsion, Scherung und Reibung beansprucht.

Die ganze Pfanne setzt sich zusammen aus 1) einer Drucktasche aus Stahl von 30 mm Durchmesser und einem Hohlkugelsegment von ca. 20% Kugelfläche und 2) aus dem jeweils zu prüfenden Kunststoff, der auf die Stahl-Drucktasche aufgesintert, aufgeklebt oder durch Zapfen und Kleben befestigt wird.

Die Leistung des Antriebsmotors setzt sich aus drei Tätigkeiten zusammen:

- a) Heben der Belastung (Na),
- b) Bewegen von 1) Kugelkopf,
2) Pfanne,
- c) Leerlauf des Prüfapparates.

Bei b und c handelt es sich um die Überwindung von Reibung, bei a um eine Hubleistung.



ad a:

Die Belastung geschieht durch eine Feder, die mit 100 kg auf einen einarmigen Hebel a:b = 1:4 drückt, so daß die Pfanne mit 400 kg belastet wird. Aus Gründen der Zweckmäßigkeit wird die Entlastung aber nicht am Ende des Hebels bewirkt, sondern neben dem Kugelkopf, so daß für den Motor eine Kraft von 200 kg zu heben ist.

Abb. 8
(Aufbau der Pfanne)
Der Rand der Drucktasse wurde bewußt niedriger als das Futter gehalten, damit auf keinen Fall eine Metallberührung möglich wird.

Nach der Leistungsformel ist:

$$N = \frac{P}{75} = \frac{2r \pi n}{60 \times 75} = \frac{Prn}{75 \times 30} = \frac{Prn}{3,14} = \frac{M d n}{716}$$

Es bedeuten:

- P = Kraft (in kg),
- N = Leistung (in PS),
- r = Radius (in m),
- n = Drehzahl/min,
- P . r = M . d = Drehmoment.

Bei einem ausreichenden Hub von 2 mm, entsprechend 1 mm über der Kappe, ergibt sich folgende Leistung in PS:

$$N = \frac{200 \times 0,002 \times 162}{716} = \frac{64,6}{716} = 0,09 \text{ PS}$$

Diese Grundrechnung enthält aber bei einer so komplizierten Bewegung verschiedene Imponderabilien wie: Wirkung der Beschleunigung, Schwingungserscheinungen etc., so daß mit einer Konstanten K zusätzlich gerechnet werden muß, die Dr. Ing. MUCK mit 4 ansetzt, die

aber eigentlich nur experimentell bestimmt werden kann.

Der gesamte Kraftbedarf zum Heben der Belastung beträgt folglich:
 $N_a = 0,36 \text{ PS.}$

ad b:

Reibungsverlust der Pfanne von 30 mm lichter Weite:

$$N_r = \frac{Q_{uv}}{75} = \frac{Q_{urpn}}{75 \times 30} = \frac{q_{urn}}{716} = \frac{400 \times 0,11 \times 0,015 \times 175}{716} = 0,16 \text{ PS.}$$

$n = 370/2$ (da keine ganze, sondern nur $1/4$ Drehung ausgeführt wird.)

$Q = 400 \text{ kg}$

$\mu = 0,11$ für Hostaflon gegen Stahl ohne Schmierung. Dieser Wert wird der Konstruktionsberechnung zugrunde gelegt.

$r = 0,015 \text{ m}$

N_r = verlorene Leistung in PS.

ad c:

Je Kugellager kann im Mittel gerechnet werden mit:

$$N_c = \frac{400 \times 0,003 \times 0,01 \times 325}{716} = 0,0054 \text{ PS. Bei 20 Kugellagern ca. } 0,1 \text{ PS.}$$

Die gesamte Leistung (N_g) ist somit:

$$N_g = N_a + N_r + N_c = 0,36 + 0,16 + 0,12 = 0,62 \text{ PS.}$$

Mit Rücksicht auf die in Frage kommenden Umdrehungszahlen empfahl sich ein Getriebe-Elektromotor mit 320 Upmin an der Getriebewelle.

Um genügend Sicherheit in der Motorleistung zu haben, wurde ein Drehstrommotor mit 1,5 PS Leistung gewählt.

Der Motor treibt an: 1) den Kugelkopf,
 2) die Pfanne,
 3) die Hubvorrichtung an der Belastung.

Die Umdrehungszahlen von 1, 2 und 3 sind gleich.

Der Einfachheit halber werden alle drei Triebe über einen gemeinsamen Exzenter gesteuert, der selbst wieder über einen dreistufigen Keilriementrieb angetrieben wird, um die Tourenzahl variieren zu können. So kann bei einer Umdrehungszahl des Motors von 325 Upmin an der Hauptwelle wahlweise eine Umdrehungszahl von 126, 227 oder 370 Upmin eingestellt werden.

Um die Belastung der Drucktasse genau einstellen und kontrollieren zu können, befestigten wir eine Dehnungsmeßstreifen-Vollbrücke

(1) an dem Lastarm und eine weitere DMS-Vollbrücke (2) an der Stahlwelle, die die Drucktasse trägt (Siehe Abb. 9).

Die Dehnungsmeßstreifen (2) an der Welle wurden so angebracht, daß zwei in und zwei quer zur Druckrichtung liegen.

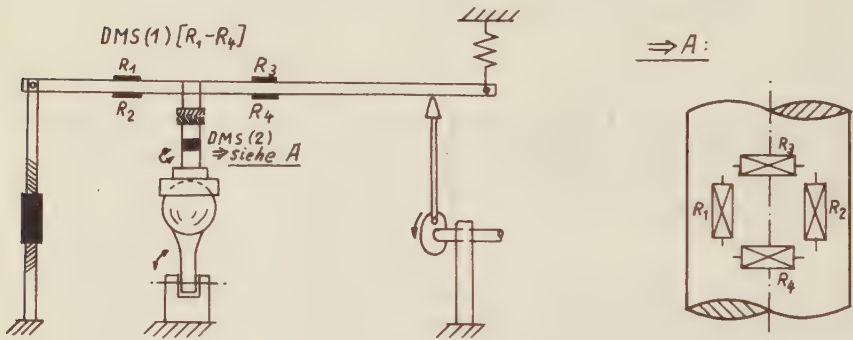


Abb. 9

Anordnung der Dehnungsmeßstreifen-Vollbrücken.

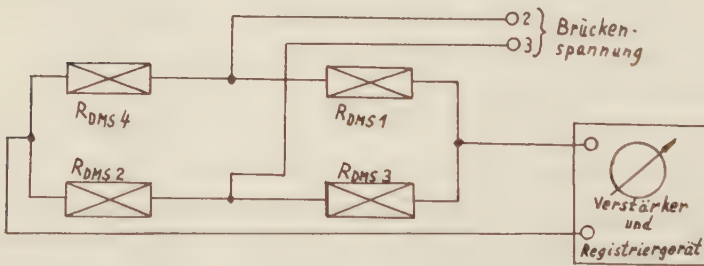


Abb. 10

Zusammenschaltung der einzelnen Dehnungsmeßstreifen und Anschluß an ein Registriergerät.

Die DMS-Brücken wurden an einen Verstärker und einen Schreiber angeschlossen. So war es möglich, den genauen Verlauf der Belastung

graphisch zu verfolgen und wenn nötig, die Belastung wieder auf ihren Sollwert einzustellen.

Untersuchte Materialien

Silikonkautschuk

Als erster Kunststoff wurde Silikonkautschuk untersucht, der uns freundlicherweise von der Firma WACKER-CHEMIE, München zur Verfügung gestellt wurde.

Beim Anfertigen des Kunststoffutters erwies sich das Material bereits als sehr weich und elastisch. Die fertige Silikonkautschukpfanne wurde mit der Stahldrucktasche verklebt.

Schon zu Beginn der Materialprüfung (162 Upmin, 25 Kg/cm^2) zerriß die Silikonkautschukpfanne. Eine eingehendere Materialprüfung war daher nicht möglich.

Eine neue Pfanne wurde wegen der geringen mechanischen Belastbarkeit nicht angefertigt.

Polytetrafluoräthylen (Teflon, Hostaflon TF)

Das Problem der Befestigung des Teflon- oder Hostaflon TF-Futters auf der Stahl-Drucktasche wurde mit der Firma Merkel in Hamburg-Wilhelmsburg beraten und von ihr auch durchgeführt. Die Besprechung ergab, daß 1) eine Vollprothese aus reinem Teflon nicht verwendbar ist, da der maximale Druck für reines Teflon 20 kg/cm^2 ($= 0,20 \text{ kg/mm}^2$) nicht übersteigen darf. (Der Literatur nach ist Teflon allerdings höher belastbar. Siehe Tabelle 6).

2) Das Aufsintern einer dünnen Teflonschicht auf die Drucktasche bei unserem Belastungsbereich bis 50 kg/cm^2 ist ebenfalls nicht genügend haltbar.

3) Das gleiche gilt für armiertes Teflon.

4) Eine beim Versuch mit Teflon benutzte Teflonpfanne ist für einen weiteren Versuch zur objektiven Beurteilung nicht mehr verwertbar, da die blanke Metalloberfläche des "Hüftgelenkkopfes" einen ganz feinen Kunststoffilm annimmt und dadurch günstigere Reibungsverhältnisse entstehen.

Es wurde daher vorgeschlagen, für eine Drucktasche eine eigene Teflonschale mit einer Dicke von 2-3 mm zu pressen und einzupassen. Zur Aufnahme des Abriebs und evtl. des kalten Flusses wurde eine zentrale Öffnung empfohlen.

Das Grundprinzip für Teflon sollte darin bestehen, kein tragendes Element, sondern nur ein wartungsfreies "Dauerschmiermittel" zu sein.

1) Die erste Drucktasche unseres Prüfgerätes wurde auf einen Radius von 23,5 mm ausgedreht und mit 25 Bohrungen zu 4 mm Durchmesser 4 mm tief versehen. Die tragende Metallfläche betrug dabei 50%. Die Firma MERKEL versah die Bohrungen mit Hostaflon TF - Noppen, die die Oberfläche 2 mm überragten und die gewünschte Kunststoffütterung schafften. Die Hostaflonnoppen wurden ohne Verklebung plastisch in die Bohrlöcher eingedreht (Abb. 11).

Die ausgefütterte Drucktasche 1 wurde dann bei 162 Upmin im Trockenlauf und einer in-

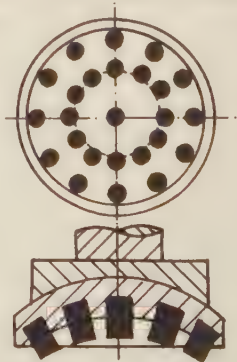


Abb. 11

termittierenden Belastung von 100 kg/cm^2 stundenweise geprüft:

a) 16 - 24 Uhr = 8 Stunden

b) 7 - 24 Uhr = 17 Stunden

c) 0 - 10 Uhr = 10 Stunden

Gesamt 35 Stunden

Die Betriebstemperaturen hielten sich in normalen Grenzen: im Gehäuse 31°C , an der Kugel 39°C und am Lasthebel 36°C .

Nach dieser Zeit (35 Stunden) wurde die Drucktasche ausgebaut. Es war ein kaum sichtbarer Abrieb vorhanden, der sich vorwiegend zwischen die Noppen gelagert hatte. Es zeigte sich aber, daß sich die Kunststoffütterung einseitig abgenutzt hatte. Um ein genaues Bild über den tatsächlichen Verschleiß zu erhalten, sandten wir die Drucktasche an die Firma MERKEL.

IIa) Drucktasche 2 wurde auf einen Radius von 23,5 mm ausgedreht und mit einem ca. 1 mm hohem Rand versehen. Das 2 mm starke Hostalen TF Futter, das den 1 mm hohen Metallrand überkleidet, wurde mit einem Epoxydharzkleber befestigt.

Der Versuch wurde ebenso wie bei Drucktasche 1 bei 162 Upmin im Trockenlauf und einer Belastung von 50 kg/cm^2 durchgeführt: Schon nach einer Stunde mußte der Versuch wegen Überwärmung abgebrochen werden. Die Temperatur war im Gehäuse 40°C , am Kugelkopf 75°C und am Lasthebel 38°C . Am Futter zeigte sich deutlich stark schuppender Abrieb.

IIb) Aus diesem Grund entschlossen wir uns, Drucktasche 2 weiter im Naßlauf zu prüfen. Die Umdrehungszahlen betrugen wie bisher 162 Upmin, die Belastung 50 kg/cm^2 . Gekühlt und geschmiert wurde mit Wasser, 10 Tropfen pro Minute. Das Wasser wurde zwischen Kugel und Pfanne durch eine zentrale Bohrung in der Drucktasche eingebracht. Die Temperaturen betrugen im Gehäuse 32°C , am Vitalliumkopf 40°C und am Lasthebel 36°C . Der Abrieb wurde im ganzen geringer. Es bestand aber im Naßlauf trotzdem noch ein deutlicher schuppenförmiger Abrieb. Da sich nach 15 Stunden das mit Epoxydharz befestigte Futter in der Drucktasche unter dem Naßbetrieb vollständig gelöst hatte, wurde der Versuch mit dieser Drucktasche abgebrochen.

Nach den uns bisher zur Verfügung stehenden Unterlagen waren wir

von dem schnellen Verschleiß doch recht überrascht, obwohl wir bei unserer Belastung mit 400 kg eine erhebliche Sicherheitsreserve (siehe Tabelle 6) einkalkuliert hatten, verringerten wir die Belastung auf 200 kg, d.h. 25 kg/cm^2 , um so Materialien zu finden, die die niedrigste noch mögliche Belastung des Hüftgelenks aushalten. Wir entschlossen uns ferner, durch das zentrale Bohrloch Serum als Schmiermittel einzutreufern.

Nach unseren gegenwärtigen Kenntnissen stimmen wir der Erfahrung von RUCKELSHAUSEN und WANDEBERG zu, daß die Reibung des Teflons oder Hostaflons TF bei Schmierung zunimmt.

III) Die dritte Drucktasche wurde auf einen Radius von 24,5 mm ausgedreht und mit einem ca. 2 mm starken Rand versehen. In ihr wurde ein 3 mm starkes Hostaflon TF-Futter eingepaßt.

Nach siebeneinhalbstündigem Lauf bei einer Belastung von 25 kg/cm^2 und Serumschmierung (2 Tropfen pro Minute) wurde die Drucktasche wegen schuppigem Abrieb ausgebaut. Es zeigte sich, daß die Hostaflon TF Pfanne nur zu einem Drittel belastet worden war.

Daraufhin ließen wir die Pfanne bei ganz geringer Belastung ohne Schmierung in der Prüfmaschine laufen, um eine völlige Anpassung der Gelenkkörper zu erreichen.

Erkennbar ist die Anpassung an der glänzenden Oberfläche der ganzen Drucktasche.

Die Drucktasche wurde nun mit einem Dauerdruck von 25 kg/cm^2 , aber ohne Stoßbelastung und bei einer Umlaufgeschwindigkeit von 162 U/min belastet. Geschmiert wurde wiederum mit 2 Tropfen Serum in der Minute. Die Temperatur am Vitalliumkopf betrug 35°C . Nach dreieinhalb Stunden Lauf war kein Abrieb festzustellen; ebenso nach weiteren drei und 37 Stunden nicht.

Daraufhin wurde unter sonst gleichen Bedingungen die gleichmäßige Belastung in eine intermittierende umgewandelt. Die maximale Belastung blieb aber gleich. Innerhalb von 23 Stunden nahm die Dicke der Hostaflon TF - Pfanne durch Abrieb und kalten Fluß um 0,13 mm ab. Nach weiteren 23 Stunden Versuchsdauer unter gleichen Bedingungen wurde der Versuch wegen ständigem Abrieb abgebrochen. Die Messung ergab eine Abnahme der Hostaflonfütterung um 0,36 mm in-

nerhalb von 23 Stunden.

Der Gesamtlauf bei intermittierender Belastung betrug 46 Stunden. Dabei zeigte sich eine Materialabnahme durch Abrieb und kalten Fluß von 0,49 mm.

Um den Abrieb bei geringem Reibungskoeffizienten festzustellen, überzogen wir den Vitalliumkopf mit einer Schicht Sprühteflon. Nun setzten wir den Versuch unter den gleichen Bedingungen wie bisher mit Drucktasse fort.

Nach 55 1/2 Stunden beendeten wir den Versuch (Foto 2). Die Materialabnahme war zwar geringer als zuvor, sie betrug 0,2 mm; doch waren Abrieb und kalter Fluß immer noch stärker als wir erwartet hatten.

Der Gesamtabrieb bei intermittierender Belastung betrug 0,69 mm bei einer Laufzeit von 101 1/2 Stunden. Bei den im Versuch gemachten Voraussetzungen entspricht das umgerechnet einer mechanischen Haltbarkeit im Hüftgelenk von ca. 3 1/4 Monaten bis zum Abrieb von 0,69 mm.

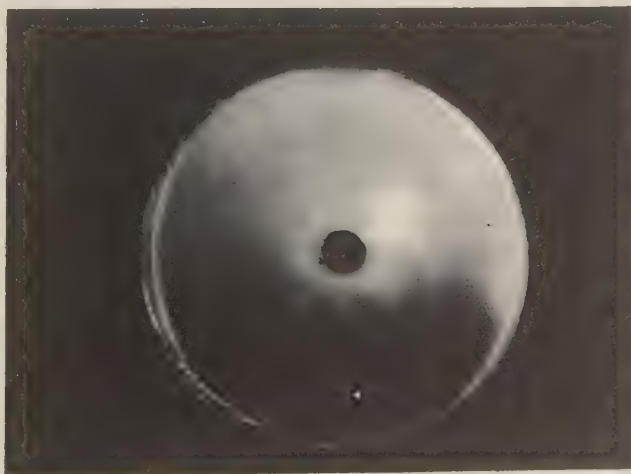


Foto 2a:

Dieses Foto (2a - Seite 119) (wie auch Foto 2 b) zeigt die Hostaflon TF-Pfanne 3 nach Abbruch des Versuches (55 1/2 Stunden).



Foto 2b:

Auf dem Querschnitt der Hostaflon TF-Pfanne 3 sieht man deutlich die geringere Pfannendicke an der linken Seite.

Bei allen unseren Untersuchungen mit Hostaflon TF waren wir über die geringe Stabilität des Materials bei kombinierter Belastung (selbst wenn die maximale Einzelbelastung nicht mehr als 25 kg/cm^2 betrug) sehr erstaunt.

Bei einer Rücksprache mit Herrn Dipl. Ing. TSCHACHER von der Firma HOECHST erfuhren wir, daß ihn unsere Erfahrungen nicht überraschten, da Hostaflon TF als Lagerstoff nicht sehr hoch belastbar sei, insbesondere wenn es sich um so kombinierte Belastungen handelt wie sie in unserem Prüfapparat und im Hüftgelenk vorkommen.

Die Ergebnisse unserer Versuche mit Polytetrafluoräthylen zeigen, daß reines Polytetrafluoräthylen trotz seiner ausgezeichneten Eigenschaften nicht als Werkstoff für eine "Totale Hüftendoprothese" zu verwenden ist.

Besser als Polytetrafluoräthylen scheint Polytrifluormonochloräthylen geeignet zu sein (Tab. 6). Wir werden es in späteren Versuchen experimentell prüfen.

Polytetrafluoräthylen glasfaserverstärkt

Polytetrafluoräthylen wird mit verschiedenen Zusatzstoffen armiert, z.B.: Silber, Quarz, Glasfaser. Beim Fluorosint handelt es sich um eine Armierung des Teflons mit Glimmer.

Gegenüber dem reinen Teflon besitzt das Fluorosint eine 10 mal größere Abriebfestigkeit (HUGGLER und FRANCILLON 1963), hat aber einen etwas höheren Reibungskoeffizienten.

Noch vor der experimentellen Untersuchung haben wir schon aus theoretischen Gründen Teflonarmierungen als Material für die Totale Hüftendoprothese als ungeeignet erachtet.

Denn nach einiger Zeit wird durch unausbleiblichen Abrieb die Fluorosintpfanne keine glatte Oberfläche mehr aufweisen, sondern der Füllstoff, insbesondere wenn er in Faserform eingelagert ist, wird über die Oberfläche der Teflonpfanne vorstehen und Kratzspuren am Vitallium-Hüftkopf hinterlassen. Die Reibung zwischen Kopf und Pfanne wird größer und mit ihr der Abrieb. Dadurch kann das funktionelle Ergebnis stark beeinträchtigt werden, denn ein aufgerauhter Vitalliumkopf wird seinerseits die Kunststoffpfanne in verstärktem Maß zerstören. Es kommt so zu einem Circulus vitiosus.

Zum anderen kommt durch den Abrieb nicht nur reines Teflon in das paraartikuläre Gewebe, sondern auch die Armierungszusätze und Legierungspartikelchen des Vitalliumkopfes. Da es sich hierbei teilweise um starke geweber reizende Mittel handelt (z.B. Glasfaser, Asbest, Quarz), muß mit einer erheblichen schmerzhaften Gewebereaktion gerechnet werden. Um diese Gefahrenquellen von Anfang an auszuschalten, sind armierte Kunststoffe für die "Totale Hüftendoprothese" nicht geeignet. Wir stimmen darin mit der Ansicht von MÜLLER, RUCKELSHAUSEN, CONTZEN (1967) u.a. überein.

Polyphenylenoxyd (PPO)

Da die bisher von uns geprüften Kunststoffe unsere Erwartungen bei weitem nicht erfüllten, hofften wir in PPO, das nach Literaturangaben bessere physikalische Eigenschaften besitzen soll als die Polyfluorolefine (Polytetrafluoräthylen und Polytrifluoräthylen), ein geeigneteres Material zu finden.

Die zahlenmäßigen Unterschiede zwischen PPO und anderen besprochenen Kunststoffen sind in Tabelle 6 dargestellt.

Polyphenylenoxyd (PPO) ist ein thermoplastischer Kunststoff, der in den USA und in Holland entwickelt wurde.

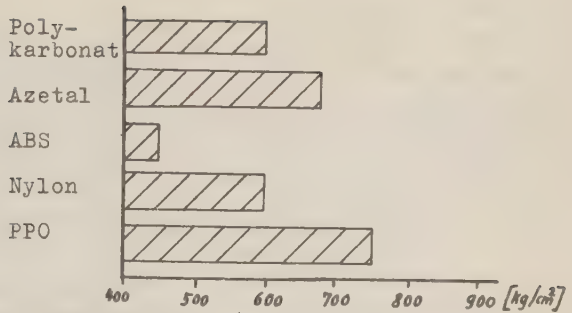
Die Synthese des Kunststoffes PPO basiert auf einer oxydativen Polymerisation von 2,6 Dimethylphenol bei Anwesenheit eines Spezialkatalysators, wodurch ein stabil-lineares Polymer mit hochwertigen Eigenschaften entsteht.



Die Verarbeitungstemperaturen liegen für den Hüftendoprothesenbau in bezug auf die Formung der Platte am Patienten ziemlich hoch: Da PPO eine sehr hohe Formfestigkeit in der Wärme besitzt, sind für die Verarbeitung des PPO ziemlich hohe Temperaturen, nämlich 320 bis 350°C, erforderlich. Die Erstarrungstemperatur des Polymers liegt bei ca. 200°C. PPO läßt sich aber kalt verformen. Die Formschrumpfung beträgt ca. 0,8 %. Mit Nachschrumpfung braucht im allgemeinen nicht gerechnet zu werden.

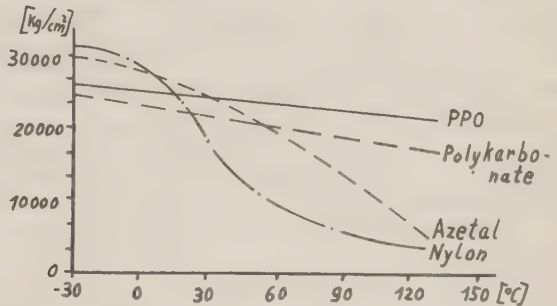
Aus einem Zug-Dehnungs-Diagramm von PPO geht hervor, daß das Material eine hohe Zugfestigkeit hat und daß die Fließgrenze bei Zimmertemperatur noch höher liegt als der Bruchwert (Abb 12).

Abb. 12
Fließgrenze
(ASTM D 638)



Der Elastizitätsmodul oder die Steifheit (in gewisserweise die Sprödigkeit) liegt auch höher als bei vielen Kunststoffen (siehe Tabelle 6).

Abb. 13
Elastizitätsmodul
bei Zug (ASTM D 638)



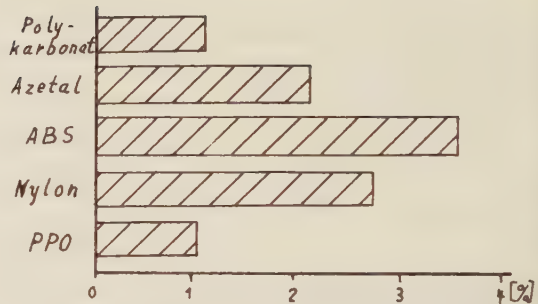
Die maximale Biegespannung von PPO liegt höher als bei den meisten Thermoplasten. In dieser Hinsicht liegt PPO näher bei den thermohärtenden Kunststoffen als irgendein anderer Thermoplast. Dabei hat es aber gegenüber einem Duroplast die Vorteile, daß es sich leichter und billiger verarbeiten läßt (der Hersteller).

PPO zeigt gute Kriechfestigkeit. Während einer Zugbelastung über 300 Stunden von $2,14 \text{ kg/mm}^2$ zeigte der Prüfkörper keine nennenswerte Maßveränderung.

Nach den weiteren Angaben des Herstellers sollen die Ermüdungseigenschaften mindestens so gut sein wie die von Polycarbonaten, d.h. mindestens $1,45 \text{ kg/mm}^2$.

Abb. 14

Kriechfestigkeit (bei Zug)
(ASTM D 674)
300 Stunden bei 214 kg/cm²
und 23°C.



PPO hat einen guten Widerstand gegen Schlagbeanspruchung, wie aus dem Izod-Impact-Wert von 1,6 hervorgeht.

PPO ist beständig gegen Säuren, Basen, Alkohole und Wasser. Das Material ist in Aromaten (z.B. Toluol, Dichloräthylen) und chlorierten Kohlenwasserstoffen löslich.

Wesentlich für medizinische Zwecke ist die Beständigkeit des PPO gegen vielfaches Sterilisieren.

Dampfsterilisierungsprüfung:

bei 1,75 Atü, 135°C, 15 Minuten

	Biegespannung (kg/mm ²)	Biegemodul (kg/mm ²)	Izod Kerbschlagzähig- keit (ft. lb./inch)
Ursprünglicher Wert	12,1	266	1,25
Autoklav:			
a) Luftkühlung	12,4	273	1,39
b) Wasserkühlung	12,4	268	1,41
Kochen:			
a) Luftkühlung	12,1	265	1,12
b) Wasserkühlung	12,1	271	1,21

PPO ist nur in geringem Maß hygroskopisch.

In unserem Versuch befestigten und verklebten wir die PPO-Fütterung mit der Stahldrucktasche durch vier PPO-Noppen.

Da der Abrieb bei den bisher untersuchten Kunststoffen schon bei 162 U/min so stark gewesen war, wurde die Umdrehungszahl nicht vergrößert. Gekühlt und geschmiert wurde mit Wasser, 60 Tropfen pro

Minute. Das Anzeigegerät und der Schreiber waren auf die maximale Last von 30 kg/cm^2 geeicht.

Vor der eigentlichen Materialprüfung unter voller Last ließen wir das Prüfgerät einige Stunden mit geringer Last laufen, um (wie in früheren Versuchen) eine gute Kontinuität zwischen Vitalliumkopf und Kunststoffpfanne und eine glatte Oberfläche zu erzielen. Als dies erreicht war, belasteten wir mit 30 kg/cm^2 .

Trotz der theoretisch guten mechanischen Einzelwerte war zu unserem Erstaunen der Abrieb bei der kombinierten Belastung nicht wesentlich geringer als bei den früher geprüften Kunststoffen.

Die während des Versuchs gemessenen Temperaturen betrugen im Gehäuse 29°C , am Vitalliumkopf 36°C und am Lasthebel 32°C .

Da sich die vorgegebene Belastung innerhalb einiger Stunden stark verminderte und der Sollwert häufig wieder eingestellt werden mußte, unterbrachen wir den Versuch nach 178 Stunden Laufdauer (Foto 3), um die Maschine zu überholen und eine Feineinstellung der Belastung einzubauen, die ein Nachstellen wesentlich erleichterte. (Foto 3 siehe Seite 126).

Während der Laufzeit von 178 Stunden hatte die Materialstärke durch Abrieb und Fluß bereits um $0,95 \text{ mm}$ abgenommen. Der Vitalliumkopf wies zu unserer Überraschung starke Kratzer auf.

Die Integration der wechselnden Belastung ergab eine Durchschnittsbelastung von ca. 10 kg/cm^2 .

Hierbei muß allerdings berücksichtigt werden, daß es für die kombinierte Belastung eines Kunststoffes keineswegs gleich ist, ob die Belastung während der Versuchsdauer annähernd 10 kg/cm^2 beträgt oder ob die Belastung abwechselnd einige Zeit 30 kg/cm^2 und einige Zeit 5 kg/cm^2 beträgt.

Rechnet man die Prüfzeit bei den gegebenen Voraussetzungen um (162 Upmin entsprechen während 62 Minuten einer Tragzeit von 1 Tag), so ergibt sich eine Haltbarkeit im Hüftgelenk von ca. $5 \frac{2}{3}$ Monaten bei einem Abrieb von $0,95 \text{ mm}$ und einer integrierten Belastung von 10 kg/cm^2 .



Foto 3 zeigt den Zustand der PPO-Pfanne zu dieser Zeit (178 Std. Laufdauer).

Am Rand sind feine Risse zu erkennen. Der exzentrische Einschliff liegt an der Prüfmaschine, doch hat er auf das Ergebnis insofern keinen Einfluß, als der Kunststoff erst nach vollständiger Kongruenz zwischen Kopf und Pfanne voll belastet wurde.

Nachdem die Maschine überholt und die Feineinstellung eingebaut war, setzten wir unseren Versuch fort. Belastet wurde mit 25 kg/cm^2 . Im Laufe einer Stunde fiel die Belastung um ca. 3 kg/cm^2 ab, deshalb wurde die Belastung jede Stunde auf den Ausgangswert (25 kg/cm^2) eingestellt.

Damit die Temperatur am Vitalliumkopf und an der PPO-Fütterung nicht zu hoch stieg, wurde mit 90 Tropfen Wasser pro Minute gekühlt. Die Temperatur am Vitalliumkopf betrug 40°C .

Nach $12 \frac{1}{4}$ Stunden mußte der Versuch abgebrochen werden, da der Kunststoff erhebliche Risse um die Bohrungen und am Rand und eine Materialabnahme von $0,8 \text{ mm}$ aufwies. Einen Eindruck von diesem Zu-

stand vermittelt Foto 4.

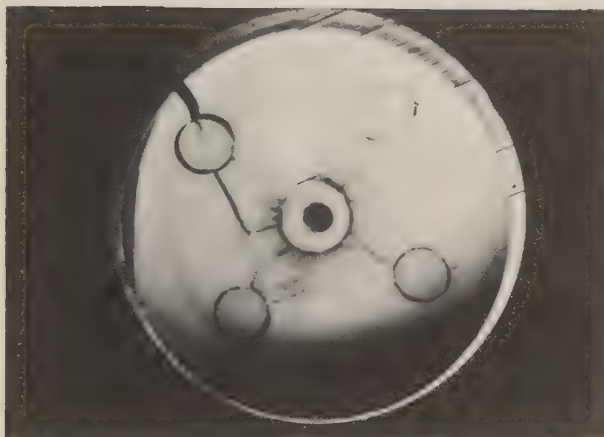


Foto 4 zeigt den Zustand der PPO-Pfanne nach weiteren 12 1/4 Stunden Belastung.

Der Vitalliumkopf, der vor Beginn des letzten Versuchteils auf Hochglanz poliert worden war, wies nach dem Abbruch des Versuchs feine Kratzer an seiner Oberfläche auf.

Berechnet man die mögliche Haltbarkeit der PPO-Pfanne bei den Voraussetzungen von 162 Upmin, einer nahezu konstanten Belastung von 25 kg/cm^2 und einer Haltbarkeit im Versuch von 12 1/4 Stunden, so erhält man einen Wert von ca. 12 Tagen Haltbarkeit. Daraus ergibt sich, daß das Polyphenylenoxyd für die "Totale Hüftendoprothese" nicht geeignet ist, teils wegen seines Abriebs, teils wegen seiner Sprödigkeit.

Zusammenfassung

Die ersten Versuche einer Hüftarthroplastik gehen in das frühe 19. Jahrhundert zurück. Da die Auto- und Heterohüftarthroplastiken aus Muskulatur, Fett, Fascie, Haut und Knochen sehr häufig schlechte Ergebnisse hatten, wurden im Laufe des 19. Jahrhunderts einige Versuche mit alloplastischem Material gemacht. Aber erst zu Beginn des 20. Jahrhunderts begannen CLUMSKY u.a. in Tierversuchen systematisch nach einem brauchbaren alloplastischen Material zu suchen.

Viele Metalle und mehrere Kunststoffe wurden untersucht. Doch erwies sich erst in den 30-iger Jahren eine Legierung aus CoCrMo - das Vitallium - als Material für eine Hüftalloarthroplastik brauchbar.

Vitallium hat gute mechanische, chemische, mechanisch-biologische Eigenschaften und verursacht keine starke Gewebereaktion.

Außer Vitallium besitzt V4A-Stahl brauchbare Eigenschaften.

Die Cup-Arthroplastik aus Vitallium von SMITH-PETERSEN zeigte unterschiedliche Ergebnisse. Daher wurde neben Vitallium Polymethylmethacrylat (z.B. Plexiglas) für die Hüftarthroplastik verwendet, das sich als Gewebeersatz bewährt hatte.

Die Cup-Arthroplastik war in manchen Fällen nicht ausreichend. Daher wurden Hüftkopf-Endoprothesen (JUDET, TIMMERMANN, NEFF) und Kopf-Hals-Endoprothesen (GOSSET, MERLE DE AUBIGNE, EICHER, AUSTIN-MOORE, THOMPSON, JUDET) und Pfannenprothesen (GÜNTZ und MAATZ, REHN) entwickelt.

Die Vielzahl der Prothesentypen und verschiedenen Materialien (Methylmethacrylat, Polyurethan, Vitallium, V4A-Stahl u.a.) zeigen eindeutig, daß es bisher immer noch Schwierigkeiten materialtechnischer, mechanisch-biologischer, biologischer, statischer und rein mechanischer Art gibt. Am meisten werden zur Zeit Prothesen von THOMPSON und AUSTIN-MOORE aus Vitallium verwendet.

Die Ergebnisse der Hüftalloarthroplastik mit Kopf- und Kopf-Hals-Endoprothesen waren häufig nicht zufriedenstellend. Teils lag es an den Materialeigenschaften, dem Prothesentyp, zum anderen lag es an der Indikationsstellung, der Operations- und Implantationstech-

nik. Vielfach bestand zur Zeit der Gelenkoperation schon eine pathologische Veränderung des Pfannengewebes.

CHARNLEY versuchte daher, ein neues Hüftgelenk mit Kopf- und Pfannenprothese herzustellen. Als Material für die Kopfprothese wurde Vitallium verwendet und als Pfannenmaterial Teflon.

Teflon hatte sich als Prothesenmaterial bewährt. Ein besonderer Vorteil liegt in dem sehr geringen Reibungskoeffizienten.

Die Ergebnisse mit der "Totalen Hüftendoprothese" nach CHARNLEY zeigten sehr häufig, daß Teflon (zwar brauchbarer als alle bisherigen Kunststoffe) den mechanischen Belastungen auf die Dauer nicht gewachsen war.

Aufgrund dieser Tatsache stellten wir uns die Aufgabe, nach einem Kunststoff zu suchen, der alle Anforderungen erfüllt, die an eine Hüftpfannenprothese gestellt werden.

Zu diesem Zweck konstruierten wir in unserer Klinik eine Prüfmaschine, mit der annähernd physiologische Verhältnisse erreicht werden können. So prüften wir nicht nur auf Druck oder Zug, sondern belasteten intermittierend auf zu- und abnehmenden Druck bei gleichzeitiger Rotation und Ante- bzw. Retroflexion des Hüftkopfes, d.h. wir prüften das Material kombiniert auf Stoß, Druck, Biegung, Scherung, Torsion, Reibung.

Dabei hat sich grundsätzlich gezeigt, daß die Belastbarkeit, besonders die Dauerbelastbarkeit von Kunststoffen bei kombinierter Belastung erheblich unter der maximalen Einzelbelastung liegt.

Diese Feststellung erklärt auch die auf die Dauer schlechten mechanischen Ergebnisse mit Teflonpfannen.

Für unsere Versuche kamen von allen Kunststoffen Silikon, Polytetrafluoräthylen (z.B. Teflon), armiertes Polytetrafluoräthylen und Polyphenylenoxyd (PPO) in Betracht.

Wir belasteten die Kunststoffe in der Prüfmaschine intermittierend mit 25 kg/cm^2 .^{*)} Diesem Druck liegt bei einer Pfannenfläche von ca. 8 cm^2 eine Gesamtbelastung von ca. 400 kg zugrunde, d.h. die Gesamtbelastung beträgt das $4 \frac{1}{2}$ bis $5 \frac{1}{2}$ fache des Körpergewichts.

*) Nach anfänglichen Mißerfolgen belasteten wir später alle Kunststoffe mit 25 kg/cm^2 .

Nach PAUWELS und ENDLER beträgt der Maximaldruck beim normalen Gang das 4,5 Fache des Körpergewichts.

Zu Beginn unserer Versuchsserie belasteten wir die Kunststoffe mit 50 kg/cm^2 , um einen ausreichenden Sicherheitsfaktor zu erzielen. Es zeigte sich aber, daß die Kunststoffe eine derartige Belastung nur sehr kurz aushielten.

Im Einzelnen zeigte sich bei unseren Versuchen:

- 1) daß die Silikonkautschukpfanne schon bald nach Versuchsbeginn zerriß. Da die Weichheit des Materials schon bei der Bearbeitung aufgefallen war, wurde der Versuch nicht wiederholt.
 - 2) Die Polytetrafluoräthylenpfanne (Teflonpfanne) zeigte unter der intermittierenden Belastung erheblichen Abrieb und kalten Fluß. Der Materialverschleiß war so stark, daß wir entsprechend unseren Versuchsbedingungen eine mögliche Haltbarkeit im Hüftgelenk bei einem Abrieb von 0,69 mm für $3 \frac{1}{4}$ Monaten errechneten.
 - 3) Das glasfaserverstärkte Polytetrafluoräthylen (z.B. Fluorosint) welches höher belastbar ist als das reine Polytetrafluoräthylen, wurde experimentell nicht untersucht. Wir sind, ebenso wie MÜLLER, RUCKELSHAUSEN, CONTZEN (1967) u.a., der Ansicht, daß armierter Kunststoff (z.B. auch Silikonharz) nach einiger Zeit durch die ständige Reibung und den Abrieb keine glatte Oberfläche aufweist, die Reibung erhöht und das Gegengelenk zerstört. Zum anderen gelangen durch den Abrieb auch Partikelchen der Armierungszusätze des betreffenden Kunststoffes und Legierungsteilchen aus der Metallprothese in das paraartikuläre Gewebe und können dort zu erheblichen Fremdkörperreaktionen führen.
 - 4) Das Polyphenylenoxyd (PPO), das theoretisch noch brauchbarer erscheint als Polytetrafluoräthylen, erwies sich im Versuch als zu spröde und ungenügend abriebfest. Am Rand und um Bohrungen zeigten sich schon frühzeitig feine Risse. Aus einem Abrieb von 0,95 mm und einer integrierten Belastung von ca. 10 kg/cm^2 errechnete sich eine mögliche Haltbarkeit im Hüftgelenk von $5 \frac{2}{3}$ Monaten.
- Da wir eine Haltbarkeit von 10 bzw. 15 Jahren vorausgesetzt hatten, schieden alle untersuchten Kunststoffe aus. Bisher, so scheint es, gibt es noch keinen Kunststoff im Handel, der gleich-

zeitig den mechanischen, mechanisch-biologischen, biologischen, chemischen und technischen Anforderungen gewachsen ist, die an einen Kunststoff einer "Totalen Hüftgelenksendoprothese" gestellt werden.

Literaturverzeichnis

- ANDRESEN, R.: Über Zwischenfälle bei der Hüftgelenksplastik mit
Stiftprothese
nach JUDET
108. Tagung Vereinigung Niederrh. - Westf. Chirur.
1953 Düsseldorf
- BARR, J.S.: Arthroplastik des Hüftgelenks
Dtsch.Med.Wschr. (1964), 2169
- BARR, J.S.; DONOVAN, J. u. FLORENCE, D.:
Arthroplasty of the Hip. Theoretical and practical
considerations with follow-up Study of pro-
thetic replacement of the femoral head at the
Massachusetts General Hospital.
- BECK, H.: Gelenkplastik mit alloplastischem Material
Arch. klin. Chir. 279 (1954), 71
- BÖHLER, L.: Die Technik der Knochenbruchbehandlung
Ergänzungsband der 12/13. deutschen Auflage
(1963), 2777
Verlag Wilhelm Mandrich, Berlin
- BÜRKLE DE LA CAMP, H.:
Wiederherstellung der Beweglichkeit versteifter
Glieder
Verh. dtsh. Ges. Chir. 66. Tagung
Langenbecks Arch. 264 (1949), 455
- BÜRKLE DE LA CAMP, H.:
Fehler und Gefahren der Alloplastik in der Kno-
chen- und Gelenkchirurgie
Langenbecks Arch. klin. Chir. 289 (1958), 463-475
- BUXTON, ST.J.D. and W. WAUGH
Complications and difficulties of JUDET arthro-
plasty
J. Bone Jt. Surg. 35 - B (1953), 57
- CARPENER, N.: Reconstructive surgery of the hip joint
Butterworth & Co, London
- CHAPCHAL, G.: Erfahrungen mit der Hüftgelenkarthroplastik mit
Vitalliumkappe
Z. Orth. 79 (1950), 417
- CHAPCHAL, G.: Zur Hüftarthroplastik
Verh. dtsh. Orth. Ges., 39. Kongreß (1951), 89
- CHAPCHAL, G.: Ergebnisse der Endoprothesenplastik der Hüfte un-
ter besonderer Berücksichtigung der Mißerfolge
Verh. dtsh. Orth. Ges., 44. Kongreß (1956), 66-84

- CHAPCHAL, G.: Kritisches zur Arthroplastik des Hüftgelenks mit Berücksichtigung der Weiterbehandlung und ihrer Fehlergebnisse
Medizinische (1958), 557, 560-564
- CHAPCHAL, G.: Indikationen und Wert der Alloplastik
Dtsch. med. J. 10 (1959), 222 - 225
- CHARNLEY, J.: The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty
Ann. rheum. Dis. 19, No 1 (1960)
- CHARNLEY, J.: How our joints are lubricated
Triangle 4, No 5 (1960)
- CHARNLEY, J.: Anchorage of the femoral head prothesis to the shaft of the femur
J. Bone Surg. 42-B (1960), 28
- CHARNLEY, J.: Arthroplasty of the hip, a new operation
Lancet (1961) I, 1129
- CHIARI, K.: Erfolge mit der Hüftarthroplastik unter Verwendung von Acrylharzendoprothesen
Z. Orth. 39. Kongreß (1951), 95
- CHIARI, K.: Erfahrungen mit der plastischen Wiederherstellung des Hüftgelenkes mit Kunstharzendoprothese
Z. Orthop. 82 (1952), 30
- COMPERE, E.L.: Prothesis replacement of head of femur
J. Bone Surgery 38-A (1956), 440
- CONTZEN, H.: Voraussetzungen, Möglichkeiten und Grenzen des alloplastischen Gewebeersatzes mit Kunststoffen
Chirurg 36 (1956), 529-534
- CONTZEN, H.: Materialtechnische Voraussetzungen und biologische Gewebsreaktionen bei der Implantation von Kunststoffen
Beiträge zur klin. Chir. 204 (1962), 179-190
- CONTZEN, H., STRAUMANN, F., PASCHKE, E.: Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen
G. Thieme Verlag, Stuttgart 1967
- COTTA, H.: Die Alloarthroplastik in der Behandlung der Oberschenkel-Pseudarthrose mit Kopfnekrose
Hefte Unfallheilkunde H. 78 - 128 - 132 (1964)
- DANIELSSON, L.: Arthroplasty of the hip according to THOMPSON and MOORE
Acta Orth. Scand. 35 (1964), 348

- DEBRUNNER, H.U.: Die Verträglichkeit von Polymethacrylat
Z. Orthop. 83 (1953), 557-577
- DEBRUNNER, H.U.: Zur praktischen Verwendung heteroplastischer
Knochentransplantate
Arch. orthop. Unfall-Chir. 47 (1955), 694
- DENHAM, R.A.: Hip mechanics
J. Bone Jt. Surg. 41-B (1959), 550-557
- DEVAS, M.: A review of 110 cup replacement arthroplasties
J. Bone Jt. Surg. 36-B (1954), 561
- DIENER, A., DÖRR u. K.O. HERRMANN:
Untersuchungen und Ergebnisse der physikalischen
Gesetzmäßigkeiten bei der Anwendung von Kunst-
stoffen in der Knochenchirurgie.
Zbl. Chir. 81 (1956)
- DORN, W.: Vergleichende Untersuchungen über verschiedene
Methoden der Endoprothesentechnik im Bereich des
Hüftgelenkes
Arch. Orthop. u. Unfallchir. 48 (1956-57), 146-
156
- DUFF-BARCLAY, J.: BP Aids Research in orthopaedics
BP Magazine Nr. 11 (1964), 12
- DÜBEN, W.: Kritische Bemerkungen zur Fremdkörperplastik der
Hüfte
Der Chirurg 26 (1955), 407
- EMNEUS, H.: Experimental investigation of corrosion of stain-
less steels used in bone surgery
Acta Orthop. Scand. Supplement XLIVb (1961)
- ENDLER, F.: Die allgemeinen Materialeigenschaften der Methyl-
Methacrylatendoprothesen für das Hüftgelenk und
ihre Bedeutung für die Spätergebnisse einer künst-
lichen Hüftarthroplastik
Arch. Orthop. u. Unfallchir. 46 (1953), 35
- ENDLER, F.: Mechanische Probleme der Hüftersatzplastik
Arch. Orthop. Unfallchir. 84 (1954), 1
- ENEUS, H. and GUDMUNDSSON, G.: Preliminary report on the clinical testing of Ti-
taneum
Acta orthop. Scand. 36 (1965), 348
- ERHART, O.: Erfahrungen mit Kunstharz- und Cupplastiken am
Hüftgelenk
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 50 (1959), 446-460

FRANCILLON, M.R.:

Zur Anwendung der Plastik nach JUDET bei Residuen von Coxitis septica beim Kind und bei der coxa vara infantilis
Verh. dtsch. Orthop. Ges. 39 (1951), 111

FRANCILLON, M.R.:

Zur Hüftarthroplastik nach CHARNLEY
Schweiz. Med. Wschr. 49 (1963), 1753

FRANZKE u. STOECKERT:

Kunststoffe verwenden wo und wie?
Econ-Verlag GmbH, Düsseldorf 1959

GIBSON, A.:

Vitallium - cup arthroplasty of the hip joint
J. Bone Jt. Surg. 31-A (1949), 861

GÜNTZ, E. u. R. MAATZ:

Die Alloplastik am Hüftgelenk
Zbl. Chir. 75 (1950), 1331

GÜNTZ, E.:

Die Behandlung der Hüftgelenkarthrose
Zugleich ein Beitrag zur Verwendung von Metallprothesen beim Kopf-Hals-Schwund
Z. Orthop. 82 (1952), 281

HACKENBROCH, M.:

Arthrolyse und Arthroplastik
Z. Orthop. 39. Kongreß (1951)

HACKENBROCH, M.:

Zur Problematik der Arthroplastik (dargestellt am Beispiel der Hüftarthroplastik)
Schweiz. Med. Wschr. 84 (1954) Nr. 35, 1003-1005

HACKENBROCH, M.:

Die Hüftgelenksplastik mit der Femurkopf-Ersatzprothese nach JUDET
Dtsch. Med. Wschr. 80 (1955), 1282-1287

HACKENBROCH, M.:

Handbuch der Orthopädie Bd. IV 1
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1961)

HACKENBROCH, M.:

Zur normalen und pathologisch veränderten Mechanik des Hüftgelenks
In "Handbuch der Orthopädie", Vol 4, Spezielle Orthopädie T. I (1961), 1-68

HAFFERL, A.:

Lehrbuch der Topographischen Anatomie
Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg
2. Auflage 1957

HARRIS, D.K.:

Polytetrafluoraethylen
Lancet (1962)I, 587

HEINZE, R.:

Kunststoffe in der Medizin
J.A. Barth Verlag Leipzig 1955

- HEINZE, R.: Verträglichkeit der Kunststoffe bei Alloplastik
Langenbecks Arch.klin.Chir. 284 (1958), 700
- HEINZE, R.: Schicksal großer Endoprothesen - Plastiken
Langenbecks Arch.klin.Chir. 289 (1958), 165
- HENSCHEN u. GERLACH:
Spektrographische Untersuchungen über die von
metallischen Fremdkörpern (Allenthesen) ausgehen-
den Metallosen der Gewebe, bes. der Knochen
Z.Chir. Nr. 14 (1934), 828
- HEPP, O.: Zur Technik, Indikation und Prognose der Mulden-
arthroplastik nach SMITH-PETERSEN
Z. Orthop. 79 (1950), 433
- HIERTONN, Z. u. E. MORSCHER:
Die Arthroplastik mit Acrylendoprothesen in der
Behandlung der Folgezustände nach Schenkelhals-
frakturen
Acta Orthop. Scand. 27 (1958), 239-270
- HINCHEY, J., DAY, P.L.:
Primary prothetic replacement in fresh femoral-
neck fractures. A review of 294 consecutive cases
J. Bone Jt. Surg. 64-A (1964), 223-240
- HIRSCH, C. u. BRODETTI, A.:
The weight - bearing capacity of structural ele-
ments in femoral necks
Acta Orthop. Scand. 26 (1956), 15-24
- HIRSCH, C.: THOMPSON-MOORE Vitallium protheses in resection-
reconstruction of the hip joint
Acta Orthop. Scand. 27 (1958), 271-279
- HOHMANN, D.: Früh- und Spätergebnisse bei Alloarthroplastiken
des Hüftgelenkes
Arch. orthop. u. Unfall-Chir. 55 (1963), 432-448
- HOHMANN, G.: Über Mißerfolge und Irrtümer in der Orthopädie
Med. Klinik 50 (1955), 54
- HOLZMÜLLER, W. u. ALTENBURG, K.:
Physik der Kunststoffe
Akademie Verlag, Berlin 1961
- HUGGLER, A. u. FRANCILLON, M.R.:
Zur Hüftarthroplastik nach CHARNLEY
Schweiz. Med. Wschr. Nr. 7 93 (1963), 297
- HUGGLER, A.: Zur Hüftarthroplastik nach CHARNLEY
Schweiz. Med. Wschr. Nr. 49 (1963), 1753
- HUGGLER, A.: Erfahrungen mit Hüftendoprothesen
Z. Orthop. 51. Kongreß 1964

- HULLINGER, L.: Untersuchungen über die Wirkungen von Kunststoffen
in Gewebekulturen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962), 581
- HÜTTE: HÜTTE, Bd. I
Verlag, Wilhelm Ernst & Sohn, Berlin
28. Auflage 1955
- JUDET, J.: Hüftgelenksplastiken mit Endoprothesen
Verh. dtsh. Orthop. Ges. 44 (1957), 116
- JUDET, J. a. R. JUDET:
The use of an artificial femoral head for arthro-
plasty of the hip joint
J. Bone Jt. Surg. 32-B (1950), 166
- JUDET, J. a. R. JUDET:
Technique and results with the acrylic femur head
protheses
J. Bone Jt. Surg. 34-B (1952), 173
- JUDET, R.: Hüftarthroplastik
Z. Orthop. 39. Kongreß (1951)
- JUDET, R.: Arthroplasty of the hip
J. Bone Jt. Surg. 34-B (1952), 153
- JUDET, R.: Hip prosthesis
J. Bone Jt. Surg. 39-B (1957), 799
- KALLIO, E.: Skin arthroplasty of the hip joint and correspon-
ding alloplastic methods in the light of clinical
study
Acta Orthop. Scand. Supplement Nr. XXX (1958)
- KELLERMANN, R. u. H.CH. KLEIN:
Betrachtungen über die Tragfähigkeit und techni-
sche Durchführung von Hüftendoplastiken bei Ver-
wendung einer Stiftendoprothese
Beitrag Orthop. Traumat. 7 (1960), 1
- KLAER, S.: Hip arthroplasty with acrylic prothesis
Acta Orthop. Scand. 22 (1953), 344
- KING, D.E., STRAUB, L.R., LAMBERT, C.N.:
Final report of the Committee for the Study of
Femoral-Head Protheses
J. Bone Jt. Surg. 41-A (1959), 887
- KRÜGER, E.: Dauerbrüche bei stahlarmerierten Kunstharzendoprothe-
sen nach JUDET
Arch. orthop. Unfall-Chir. 46 (1953), 103
- KUHLMANN, E.: Die Werkstoffe
Verlag W. Girardet, Essen 3. Auflage 1958

- LANGE, M.: Arthrolyse und Arthroplastik
 Z. Orthop. 39. Kongreß (1951), 29
- LANGE, M.: Orthop. - chirurg. Op-lehre
 2. Auflage 1962, Verlag von J.F. Bergmann
- LAMPERT, O.N. u. C.E. BADGLEY u. M.B. COVENTRY:
 Symposion on femoral-head replacement protheses
 J. Bone Jt. Surg. 38-A (1956), 407
- LEPRAS, A.: Dimensions of the femur and their affests on
 choice of a prothesis
 Presse Medicale 72, 2469-2470 (10. Oct. 1964)
- LINDNER u. M. SCHWAIGER:
 Supramid, ein neuer Kunststoff in der Chirurgie
 Chirurg (1947), 675
- LIPSCOMB, P.R.: Reconstructive Surgery for bilateral hip joint
 disease in the adult
 J. Bone Jt. Surg. 47-A (1965), 1-30
- LÖFFLER, Fr.: Kutisriemen und Kutislappen in der Knochen- und
 Gelenkchirurgie
 Zbl. für Chir. 81a (1958), 513
- LUDWIG, O.: Werkbuch für den Metallhandwerker
 9. Auflage 1961
 Fachbuchverlag Dr. Pfannenber & Co, Gießen
- MARTIN, N.S.: Metallic replacement of the femoral head
 J. Bone Jt. Surg. 47-B (1965), 548-551
- MATZEN, P.F.: Zur Alloplastik des Hüftgelenkes
 In "Kunststoffe in der Medizin", Herausgeber R.
 HEINZE
 Joh. A. Barth Verlag Leipzig 1955
- MATZEN, P.F.: Lehrbuch der Orthopädie
 VEB Verlag Volk u. Gesundheit, Berlin 1959
- MAYER, J.H.: Prosthetic replacement for subcapital fractures
 of the femoral neck
 Lancet (14. Nov. 1964) II, 1038
- MC. KEE, G.K.: Replacement of Arthritic hips by the Mc. Knee-
 Farrar prothesis.
 J. Bone Jt. Surg. 48-B (1966), 245-259
- MC. BRIDE, E.D.: Hip joint prothesis
 J. Bone Jt. Surg. 39-B (1957), 792
- MERLE DE AUBIGNE, R. und M. ZIMMER:
 Hüftplastik mit künstlicher Prothese
 Z. Orthop. 39. Kongreß (1951), 104

- MERLE DE AUBIGNE, R.:
Functional results of hip arthroplasty with inert
protheses
J. Bone Jt. Surg. 35-A (1953), 1031
- MERLE DE AUBIGNE, R., PASTEL:
Functional results of hip arthroplasty with acry-
lic appliances
J. Bone Jt. Surg. 36-B (1954), 451
- METZNER, J.G.: Die statische Knochen-Chirurgie, vor allem des
Schenkelhalsbruches, mit Plexiglas in Theorie und
Praxis
Z. Chir. 75 (1950), 1090-1109
- MITTELMEIER, H. und SINGER, L.:
Anatomische und histologische Untersuchungen von
Arthroplastikgelenken mit Plexiglas Endoprothe-
sen. Möglichkeiten und Grenzen der Gelenkneubil-
dung
Arch. orthop. u. Unfall-Chir. 48 (1956-1957), 519
- MOORE, A.T.: The self-locking metal hip prosthesis
J. Bone Jt. Surg. 39-A (1957), 811
- MÜLLER, M.E.: Die Verwendung von Kunstharzen in der Knochen-
chirurgie
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962), 513
- MÜLLER, M.E.: Hüftkopf- und Totalprothesen in der Hüftchirurgie
Arch. klin. Chir. 305 (1963-64), 48-52
- NEFF, G.: Diskussionsbeitrag am dtsh. Chir. Kongreß 1963
in München
Arch. klin. Chir. 305 (1963-64), 60
- NEWMAN, P. a. J. SKALES:
The unsuitability of Polythene for movable
weight bearing prosthesis
J. Bone Jt. Surg. 33-B (1951), 392
- NIEDERECKER: Die JUDET-Plastik des Hüftgelenkes vom Standpunkt
der Knochenbiologie
Verh. dtsh. Orthop. Ges. 43 (1955), 112
- NITSCHKE, R.: Prüfmethdik zur Beurteilung der Kriecherschei-
nungen organischer Kunststoffe
Schweiz. Arch. f. angewandte Wissensch. u. Techn.
19. J. (1953) Nr. 5
- NOTHDURFT, H.: Über die Sarkomauslösung durch Fremdkörperimplan-
tationen bei Ratten in Abhängigkeit von der Form
der Implantate.
Naturwissenschaften 42 (1955), 106

- OETTEL, H.: Biologische Probleme bei der Implantation von Kunststoffen
Langenbecks Arch.klin.Chir. 304 (1963), 900-916
- PARRISH, T.F., JONES, J.R.: Fracture of the femur following prosthetic arthroplasty of the hip. Report of nine cases
J. Bone Jt. Surg. 46-A (1964), 241-248
- PAUWELS, F.: Zur Frage der den Schenkelhals aufrichtenden Kräfte
Verh. dtsh. Orthop. Ges. (1935) 30. Kongreß, 361-371
- PAUWELS, F.: Zur Therapie der kindlichen Coxa vara
Verh. dtsh. Orthop. Ges. 30. Kongreß (1935), 372-387
- PAUWELS, F.: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem
F. Enke, Stuttgart 1935
- PAUWELS, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1965
- PAYR, E.: Gelenksteifen und Gelenkplastik I. Teil
Verlag J. Springer, Berlin 1934
- POLEMANN, G.: Experimentelle Untersuchungen zur biologischen Verträglichkeit von Silikon-Kautschuk
Klin.Wschr. 33 (1955), 1011-1012
- PRIDIE, K.: The problem of broken JUDET prosthesis
J. Bone Jt. Surg. 37-B (1955), 224
- PSORN, V.: Some experimence with arthroplasties on tuberculous hip joints
Acta orthop. Scand. 27 (1958), 281
- REHN, J.: Ein Beitrag zur Frage der Hüftgelenksplastik
Z. Orthop. 81 (1952), 578
- RETTIG, H.: Die Hüftarthroplastik mit Spezial-Endoprothese
Z. Orthop. 82, (1952), 290
- RUCKELSHAUSEN, M.C.: Mechanisch-technische Probleme der Hüft-Alloplastik
Z. Orthop. 99 (1965), 46-56
- RYDELL, N.W.: Forces acting on the femoral head-prosthesis
Acta orthop. Scand. Supplement (1966)
- SCALES, J.T.: Internal prosthesis (The problem in relation to materials)
J. Bone Jt. Surg, 38-B (1956) 754-761

- SCALES, J.T.: , Biological and mechanical factors in prosthetic surgery in modern trends in surgical materials
Butterworth & Co, London 1958
- SCHÄFER, G.H.: Was ist von der Hüftplastik mit Acrylendoprothese nach JUDET zu erwarten?
Z. Chir. (1954), 504
- SCHNEIDER, P.G.: Die schmerzhaftes Alloarthroplastik des Hüftgelenkes und ihre Weiterbehandlung
Z.Orthop. (1962), 301-319
- SCHOCH, J.: Zum heutigen Stand der Endoprothesenplastik der Hüfte nach JUDET
Z. Orthop. 88 (1957), 502
- SCHOCH, J.: Die Arthroplastik der Hüfte mit der JUDET-Endoprothese
Ann. Univ. saraviensis/Med. 10 (1963), 112-170
- SCHUBERT, G., G. UHLMANN:
Zur krebserzeugenden Wirkung von Kunststoffen (Polyamide)
D.M.W. 80 (1955), 1530-1532
- SCHULZ, G.: Die Kunststoffe
Carl Hanser Verlag, München, 2. Auflage 1964
- SEMB, C., JAKOBSEN, A., DAHL, H.K.:
Fourteen years experience with SMITH-PETERSEN's arthroplasty
Acta orthop. Scand. 31 (1961), 216
- SEYFARTH, H.: Beitrag zur Auswertung von Metallen in der plastischen Chirurgie
Arch.orthop.Unfall-Chir. 47 (1955), 656
- SEYFARTH, H.: Zur Problematik der Fremdkörperimplantation
Arch. orthop. Unfall-Chir. 48 (1956), 254-269
- SHEPHERD, M.: A review of 650 hip arthroplasty operation
J. Bone Jt. Surg. 36-B (1954), 566-577
- SHEPHERD, M.: A further review of the results of operations on the hip joints
J. Bone Jt. Surg. 42-B (1960), 177
- SMITH- PETERSEN, M.N.:
Arthroplasty of the hip. A new method
J. Bone Jt. Surg. 21 (1939), 269
- SMITH-PETERSEN, M.N.:
Evolution of mould arthroplasty of the hip joint
J. Bone Jt. Surg. 30-B (1948), 59

- SMYTH, E.H.J.: The mechanical Problem of the artificial hip
J. Bone Jt. Surg. 40-B (1958), 778-798
- STEIN, A.H., Jr. and W.S. COSTER:
Hip arthroplasty with the metallic prosthesis
J. Bone Jt. Surg. 44-A (1962), 1155-1169
- STINCHFIELD, F.E. and A. C. CHAMBERLIN:
Arthroplasty of the hip
J. Bone Jt. Surg. 48-A (1966), 564-581
- STOECKERT, K.: Kunststoff Lexikon
Carl Hauser Verlag, München 1961
- STRACKER: Zur Hüftgelenksplastik mit Methacryl-Endoprothese
Z. Orthop. 39. Kongreß (1951), 113
- STRASSER, H.: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik III
Springer, Berlin 1917
- TURNER, J. u. N. DI MICOLLI:
Über die Verwendung von Kunstharzen in der Ortho-
pädie
Z. Orthop. 95 (1961), 82-94
- TIMMERMANN: Zum gegenwärtigen Stand der Hüftarthroplastik
mittels Endoprothesen
Verh. dtsh. Orthop. Ges. 41. Kongreß (1953)
- VALLS, J.: A new prosthesis for arthroplasty of the hip
J. Bone Jt. Surg. 34-B (1952), 308
- VOLLMAR, J., G. OTT, G. HIERONYMI, D. SINOPUS:
Polypropylen. Ein neuer Kunststoff für den allo-
plastischen Gefäßersatz
Langenbecks Arch.klin.Chir. 297 (1961), 584-592
- VOSS, C.: Koxarthrose - Die "temporäre" Hängehüfte
Münch. Med. Wschr. 98 (1956), 954
- WANDEBERG, E.: Kunststoffe, Ihre Verwendung in Industrie und
Technik
Springer Verlag 1959
- WATERMANN, O.: Fehler und Gefahren bei der Hüftarthroplastik
etc.
Z. Chir. 80 (1955), 1767
- WITT, A.N.: Zur Indikation und Technik der Alloplastik des
Hüftgelenkes
Langenbecks Arch.klin.Chir. 284 (1956), 668
- WITT, A.N.: Zum Problem des Knochenersatzes durch Endoprothe-
sen
Z. Orthop. 91 (1959), 193

- WITT, A.N.: Fortschritte in der Behandlung der Kopfnekrose
bei Schenkelhalsbrüchen
Schweiz. Med. Wschr. 93 (1963 Nr. 7), 278
- WITT, A.N.: Der derzeitige Stand der Alloarthroplastik
Langenbecks Arch.klin.Chir. 309 (1965), 3-14
- YASARGIL, E.C.: Möglichkeiten und Grenzen der Alloplastik im
menschlichen Organismus
Schweiz. Med. Wschr. 93 (1963), 541-549
- ZIMMER: Hüftplastik mit künstlicher Prothese
Z. Orthop. 39. Kongreß (1951), 104
- HUGGLER, A.: Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes mit Femur-
schaft- und Totalendoprothesen.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1968

Lebenslauf

Ich, Hans-Erich-Theodor Uhr, wurde am 18.4.1941 in Altena/Westfalen als siebtes Kind des Dr. med. Erich-Theodor Uhr und seiner Ehefrau Sophie, geb. Becker, geboren. Mein Vater war Chefarzt und Chirurg im Städtischen Krankenhaus zu Altena und starb bereits am 16.3.1941. Von 1947 bis 1955 besuchte ich die Volksschule in Altena.

Im April 1955 kam ich als Starkstromelektriker bei der Firma VDM Altena in die Lehre. Meine Lehrzeit schloß ich im Frühjahr 1958 mit der Facharbeiterprüfung ab. Im Mai 1958 beendete ich meine Elektrotechnikerausbildung beim Technischen Lehrinstitut Christiani in Konstanz.

Ein Jahr blieb ich bei meiner Lehrfirma als Facharbeiter und ging im April 1959 auf die Staatliche Berufsaufbauschule Iserlohn, an der ich im März 1960 die Fachschulreife ablegte.

Bis zum Herbst 1960 arbeitete ich in meinem Beruf bei der Firma Erdöl-Chemie in Dormagen.

Vom Herbst 1960 bis zur Reifeprüfung, März 1963, besuchte ich das "Institut zur Erlangung der Hochschulreife" in Düsseldorf.

Anschließend begann ich im Sommersemester 1963 mit dem Studium der Physik und Medizin an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn, an der ich im Frühjahr 1964 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und nach dem Sommersemester 1965 die ärztliche Vorprüfung ablegte.

Am 6. Februar 1969 bestand ich die ärztliche Prüfung an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn.